

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE L'UNIVERSITÉ DE REIMS CHAMPAGNE-ARDENNE

Discipline : Sciences du Numérique et de l'Ingénieur

Spécialité : Biomécanique

Présentée et soutenue publiquement par

JEAN-MICHEL SAMPER

Le 17 décembre 2018

Contribution à l'optimisation de la performance dans la discipline du triple saut

Place du pied dans la fonction d'équilibration et la qualité de l'appui

Thèse dirigée par **WILLIAM BERTUCCI**

JURY

M. William BERTUCCI,	Professeur,	Université de Reims Champagne-Ardenne,	Directeur de thèse
M. Abderrahmane RAHMANI,	Professeur,	Université du Maine,	Rapporteur
M. Gérome GAUCHARD	Professeur,	Université de Lorraine,	Rapporteur
Mme Ahlem ARFAOUI,	Maître de Conférence,	Université de Reims Champagne-Ardenne,	Examineur
M. Cyrille GINDRE,	PhD,	Volodalen,	Invité
M. Edem ALLADO,	Docteur en médecine,	Centre Hospitalier Universitaire de Nancy,	Invité



Remerciements

Je tiens à remercier mon directeur de thèse, Monsieur le Professeur William BERTUCCI, pour son engagement à mes côtés. Il a respecté mes orientations cliniques tout en nourrissant des discussions et des interrogations constructives.

Je souhaite adresser à Monsieur Jean-Claude GAILLET toute mon amitié et tous mes remerciements pour la confiance qu'il m'accorde. Sa passion et son professionnalisme m'ont permis de réaliser ce parcours universitaire.

Je remercie toutes les personnes qui ont initié, encouragé, critiqué, participé, lu et même corrigé ce travail de thèse.

A Jean-Michel SERRA, médecin des équipes de France d'athlétisme et directeur du département médical de la Fédération Française d'Athlétisme qui m'a orienté dans le choix de l'étude du triple saut.

A Mickael BOURNAZEIX, entraîneur national des sauts longitudinaux, pour sa disponibilité, sa confiance et pour l'intérêt qu'il a porté à ce projet de recherche.

A tous les athlètes qui ont bien voulu donner de leur temps.

A Maurice OUAKNINE, mathématicien, pour ses explications précieuses et sa gentillesse.

A Marie-Lise GRISONI, statisticienne, pour son aide dans le domaine complexe des statistiques.

A la société AMCube pour leurs conseils concernant la plateforme Footwork Pro.

A Frédéric CYP CARZ, podologue, pour sa relecture.

A Chantal BOTHEREAU et Xavier GRIMAUD pour leurs conseils linguistiques.

A mes parents et à mes beaux-parents pour leur soutien.

Enfin, je tiens à exprimer à ma famille tout mon amour.

A mes enfants, Emma et Esteban, mes deux rayons de soleil.

A ma femme, Gwenhael, qui m'a soutenu, apaisé, orienté, lu, motivé depuis le début de ce travail. Évidemment une grande partie de ce travail lui appartient et rien n'aurait été aussi beau et possible sans son aide, sa passion et son amour.

INTRODUCTION GENERALE.....	15
<u>PREMIERE PARTIE</u> : Cadre théorique.....	23
1. Définition fédérale de la discipline du triple saut.....	25
2. Approche technique du triple saut.....	26
2.1. La course d'élan.....	26
2.2. La liaison course – appel.....	26
2.3. Le premier bond : le cloche-pied.....	27
2.4. Le deuxième bond : l'enjambée.....	27
2.5. Le troisième bond : le saut en longueur.....	28
2.6. La réception.....	28
2.7. La répartition des efforts.....	29
3. Approche biomécanique du triple saut.....	30
3.1. L'appel.....	30
3.1.1. La qualité de l'appel.....	30
3.1.2 L'efficacité de l'appel.....	33
3.2. Le temps de vol.....	35
4. Performance posturale et activité physique.....	36
4.1. Posture et fonction d'équilibration.....	36
4.2. La stabilométrie : moyen d'évaluation de la performance posturale.....	39
4.2.1. Intérêt de la stabilométrie.....	39
4.2.2. Les différents indicateurs posturaux.....	41
4.2.2.1. Les indicateurs posturaux de « performance ».....	42
4.2.2.1.a X Moyen.....	42
4.2.2.1.b Y Moyen.....	42
4.2.2.1.c Longueur du tracé.....	43
4.2.2.1.d Surface de l'ellipse.....	43
4.2.2.1.e LFS.....	44
4.2.2.1.f Vitesse Moyenne du CdP.....	45
4.2.2.1.g Variations de Vitesse du CdP.....	45
4.2.2.2. Les indicateurs posturaux de « stratégie ».....	45
4.3. Activité physique et fonction d'équilibration.....	46
4.3.1. Intensité de l'activité physique.....	46
4.3.2. Adaptations neuro - sensorielles de l'activité physique.....	48

5. Le pied : organe de la performance dans le triple saut.....	50
5.1. Le pied comme organe de sustentation.....	50
5.1.1. Anatomie fonctionnelle du pied.....	50
5.1.2. Les fonctions du pied.....	53
5.1.3. Les systèmes amortisseurs du pied.....	53
5.1.3.1. Le porte-à-faux de l'arrière-pied.....	54
5.1.3.2. Le porte-à-faux du médio-pied.....	54
5.1.3.3. Le porte-à-faux de l'avant-pied.....	57
5.2. Le pied comme organe sensoriel.....	59
5.3. La baropodométrie : outil d'évaluation dynamique des appuis.....	61
5.3.1. Intérêt de la baropodométrie.....	61
5.3.2. Le capteur capacitif.....	61
<u>DEUXIEME PARTIE</u> : Expérimentations.....	63
1. Analyse de l'influence d'un concours de triple saut sur la fonction d'équilibration.....	67
1.1. Méthode.....	67
1.1.1. Participants.....	67
1.1.2. Équipement.....	68
1.1.3. Procédure expérimentale.....	72
1.1.4 Analyse des données.....	73
1.1.4.a Méthode descriptive.....	73
1.1.4.b Méthode statistique.....	73
1.2. Résultats.....	74
1.2.1. Méthode descriptive.....	74
1.2.2. Méthode statistique.....	76
1.2.2.a Entre les deux conditions expérimentales.....	76
1.2.2.b Entre le pied d'appel et le pied controlatéral.....	80
1.3 Discussion.....	81
1.3.1. La qualité de l'équilibration.....	83
1.3.2. Le contrôle de l'équilibration.....	83
1.4. Conclusion.....	84
2. Comparaison des appuis plantaires avant et après un concours de triple saut.....	87
2.1. Méthode.....	89
2.1.1. Participants.....	89
2.1.2. Matériels : Le Foot Posture Index (FPI).....	90

2.1.3. Équipement : La plateforme baropodométrique <i>Footwork Pro</i> ®.....	91
2.1.4. Procédure expérimentale.....	93
2.1.5 Analyse des données.....	96
2.1.5.a Méthode descriptive.....	96
2.1.5.b Méthode statistique.....	97
2.2. Résultats.....	97
2.2.1. Méthode descriptive.....	97
2.2.1.a Le Foot Posture Index.....	97
2.2.1.b Les appuis plantaires dynamiques.....	98
2.2.2. Méthode statistique.....	103
2.2.2.a Le Foot Posture Index.....	103
2.2.2.b Les appuis plantaires dynamiques.....	104
2.3. Discussion.....	107
2.4. Conclusion.....	113
3. Comparaison de la répartition de l'appui lors d'une prise d'appel entre pieds nus et pieds chaussés.....	115
3.1. Méthode.....	117
3.1.1. Participants.....	117
3.1.2. Équipement.....	118
3.1.3. Procédure expérimentale.....	119
3.1.4 Analyse des données.....	122
3.1.4.a Méthode descriptive.....	122
3.1.4.b Méthode statistique.....	122
3.2. Résultats.....	123
3.2.1. L'indice de symétrie.....	123
3.2.1.a La variable « Forces ».....	123
3.2.1.b La variable « Pression Maximale ».....	124
3.2.1.c La variable « Temps de contact ».....	124
3.2.1.d La variable « Surface ».....	125
3.2.1.e La variable « Intégrale Pression-Temps ».....	125
3.2.2. Le coefficient de charge.....	126
3.2.2.a Entre le Talon Médial et le Talon Latéral.....	126
3.2.2.b Entre la 1 ^{ère} tête métatarsienne (M1) et l'Hallux.....	127
3.2.2.c Entre la tête de M1 et les têtes de M2 et M3.....	128
3.3. Discussion.....	130
3.4. Conclusion.....	138

TROISIEME PARTIE : Discussion et conclusion générales.....	139
Discussion générale.....	141
1. Influence de la répétition de sauts sur la fonction d'équilibration.....	141
2. Influence de la répétition de sauts sur la morphologie du pied.....	143
3. Influence de la chaussure d'entraînement sur la répartition de l'appui.....	144
Conclusion générale et applications pratiques.....	149
Bibliographie.....	151
Annexes.....	163
Annexe 1 : Les normes Ouaknine.....	165
Annexe 2 : Le Foot Posture Index (FPI).....	166
Annexe 3 : Généralités sur le triple saut.....	167

LISTE DES ABRÉVIATIONS

IAAF : International Association of Athletics federations

CdM: Centre de Masse

CdP: Centre de Pression

CG: Centre de Gravité

X : Distance séparant le CdP de l'axe sagittal

Y : Distance séparant le CdP de l'axe bimalléolaire

FFT: Transformées Rapide de Fourier

Hz: Hertz

L: Longueur du statokinésigramme

LFS: Longueur en fonction de la Surface

S: Surface du statokinésigramme

SNC: Système Nerveux Central

Vm: Vitesse moyenne du CdP

VV: Variation de Vitesse du CdP

Wx: Energie totale des oscillations du plan frontal

Wy: Energie totale des oscillations du plan sagittal

Wz: Energie totale des oscillations du plan vertical

P : Pression

Pmax : Pression maximale

KPa : Kilogramme-Pascal

N : Newton

Tps de contact : temps de contact

mm : millimètre

mm² : millimètres carré

ms : milliseconde

mm/s : Millimètre par seconde

Int P-Tps : Intégrale pression-Temps

daN : Décanewton

H : Hallux

M1 : 1^{er} métatarsien

M2 : 2^{ième} métatarsien

M3 : 3^{ième} métatarsien

M4 : 4^{ième} métatarsien

M5 : 5^{ième} métatarsien

TM : Talon médial

TL : Talon latéral

AM : Partie médiale de l'avant-pied

AL : Partie latérale de l'avant-pied

FPI : Foot Posture Index

LISTE DES FIGURES

Figure n°1 : Les phases successives de l'appui

Figure n°2 : Réorientation du centre de gravité (CG) pendant la phase d'appui

Figure n°3 : Aspects musculaires de la phase de flexion-extension lors de l'appui

Figure n°4 : Impact des différents angles de décollage sur la conservation de la vitesse horizontale

Figure n°5 : Interaction des différents domaines permettant la fonction d'équilibration

Figure n°6 : Schéma général de la régulation de la posture et de l'équilibre

Figure n°7 : a) Statokinésigramme définissant la succession des positions du CdP en X et en Y durant l'enregistrement ; b) : Position moyenne du CdP selon l'axe des X (X_m) et l'axe des Y (Y_m) dans un référentiel égocentré attaché aux pieds

Figure n°8 : Illustration simplifiée des adaptations de la fonction d'équilibration pendant une tâche posturale

Figure n°9 : Assemblage osseux du pied

Figure n°10 : Division du pied en deux pieds : pied talien et pied calcanéen

Figure n°11 : Porte-à-faux de l'arrière-pied provoquant une éversion passive de l'arrière-pied

Figure n°12 : Porte-à-faux du médio-pied provoquant une éversion passive du médio-pied

Figure n°13 : L'os cuboïde comme point d'ancrage de l'arche longitudinale médiale du pied

Figure n°14 : Amplitude de mouvement des métatarsiennes

Figure n°15 : Mobilité de la palette métatarsienne

Figure n°16 : Capteur de pression capacitif

Figure n°17 : Les plateformes jumelles monopodes

Figure n°18 : Constitution des cyber-sabots®

Figure n°19 : Chaîne de fonctionnement des sabots stabilométriques

Figure n°20 : Détermination du CdP global dans le référentiel égocentré à partir des données des plateformes jumelles monopodes

Figure n°21 : Variation de la Longueur couverte par le CdP selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut.

Figure n°22 : Variation du LFS selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut

Figure n°23 : Variation de la Vitesse Moyenne du CdP selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut.

Figure n°24 : Variation des oscillations posturales dans le plan vertical (W_z) selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut.

Figure n°25 : Variation des oscillations posturales dans le plan vertical (W_z) dans la bande de hautes fréquences (2-20 Hz) selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut.

Figure n°26 : Variation de la Longueur couverte par le CdP du pied d'appel selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut.

Figure n°27 : Variation de la Longueur couverte par le CdP du pied d'appel selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut.

Figure n°28 : Feuille de relevé des items du Foot Posture Index

Figure n°29 : Plateforme baropodométrique Footwork Pro®

Figure n°30 : Chaîne de fonctionnement de la Plateforme baro-podométrique Footwork Pro®

Figure n°31 : 2-step protocol (protocole des 2 pas)

Figure n°32 : Zones anatomiques du pied sélectionnées pour l'étude

Figure n°33 : Exemple sur un sujet du point de croisement des courbes de forces de l'arrière-pied et de l'avant-pied durant un cycle de marche

Figure n°34 : Variation du score global du FPI selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut.

Figure n°35 : Variation du score de l'item 3 du FPI selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut.

Figure n°36 : Variation des forces verticales sur le Talon Interne selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut

Figure n°37 : Variation du temps de contact sur le Talon Interne selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut.

Figure n°38 : Variation de la vitesse du CdP selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut.

Figure n°39 : Variation de la durée de la phase d'amortissement selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut.

Figure n°40 : L'éversion calcanéenne modifie la morphologie de l'arche longitudinale médiale du pied

Figure n°41 : Plateforme baro-podométrique Footwork Pro®

Figure n°42 : Zones anatomiques du pied sélectionnées pour l'étude n°3

Figure n°43 : Efficacité de la chaussure sur l'appui : réduction des forces verticales et allongement du temps de contact (selon Duboy et al. 2000).

Figure n°44 : Aire de saut selon le règlement 2018/2019 de l'IAAF

Figure n°45 : La planche d'appel selon le règlement 2018/2019 de l'IAAF

Figure n°46 : Zone de réception axée selon le règlement 2018/2019 de l'IAAF

LISTE DES TABLEAUX

- Tableau n°1 : Indicateur X Moyen (mm) selon les Normes Ouaknine
- Tableau n°2 : Indicateur Y Moyen (mm) selon les Normes Ouaknine
- Tableau n°3 : Indicateur Longueur (mm) selon les Normes Ouaknine
- Tableau n°4 : Indicateur Surface (mm²) selon les Normes Ouaknine
- Tableau n°5 : Indicateur LFS selon les Normes Ouaknine
- Tableau n°6 : Indicateur Vitesse Moyenne selon les Normes Ouaknine
- Tableau n°7 : Indicateur Variation de Vitesse selon les Normes Ouaknine
- Tableau n°8 : Données anthropométriques des participants (n=14) de l'étude 1
- Tableau n°9 : Valeurs moyennes des paramètres de performances des 14 participants suivant les deux conditions S1 et S2.
- Tableau n°10 : Données anthropométriques des participants (n=9) de l'étude 2
- Tableau n°11 : Valeurs moyennes des scores du FPI des 9 participants suivant les deux conditions S1 et S2
- Tableau n°12 : Valeurs moyennes de la variable "forces" et de la variable "forces relatives" du pied d'appel des 9 participants suivant les deux conditions
- Tableau n°13 : Valeurs moyennes de la variable "temps de contact", de la variable "temps de contact relatif" du talon interne et de la vitesse du CdP du pied d'appel des 9 participants suivant les deux conditions
- Tableau n°14 : Valeurs moyennes de la variable "temps de contact" durant la phase d'amortissement du pied d'appel des 9 participants suivant les deux conditions
- Tableau n°16 : Données anthropométriques des participants (n=12) de l'étude 3
- Tableau n°17 : Valeurs moyennes, écart-type, coefficient de variation (%) et indice de symétrie (%) de la variable « Forces » (N) de la même zone anatomique du pied suivant les deux conditions pour les 12 participants
- Tableau n°18 : Valeurs moyennes, écart-type, coefficient de variation (%) et indice de symétrie (%) de la variable « Pression Maximale » (KPa) de la même zone anatomique du pied suivant les deux conditions pour les 12 participants
- Tableau n°19 : Valeurs moyennes, écart-type, coefficient de variation (%) et indice de symétrie (%) de la variable « Pression Maximale » (KPa) de la même zone anatomique du pied suivant les deux conditions pour les 12 participants
- Tableau n°20 : Valeurs moyennes, écart-type, coefficient de variation (%) et indice de symétrie (%) de la variable « Surface » (mm²) de la même zone anatomique du pied suivant les deux conditions pour les 12 participants
- Tableau n°21 : Valeurs moyennes, écart-type, coefficient de variation (%) et indice de symétrie (%) de la variable « Intégrale Pression-Temps » de la même zone anatomique du pied suivant les deux conditions pour les 12 participants
- Tableau n°22 : Coefficient de charge et significativité entre le Talon Médial et le Talon Latéral de la variable « Forces » (N), de la variable « Pression Maximale » (KPa), de la variable « Temps de contact » (ms) et de la variable « Intégrale Pression-Temps » des 12 participants suivant les deux conditions
- Tableau n°23 : Coefficient de charge et significativité entre M1 et l'Hallux de la variable « Forces » (N), de la variable « Pression Maximale » (KPa), de la variable « Temps de contact » (ms) et de la variable « Intégrale Pression-Temps » des 12 participants suivant les deux conditions

Tableau n°24 : Valeurs moyennes, écart-type, coefficient de variation (%) et coefficient de charge de la variable « Forces » (N), de la variable « Pression Maximale » (KPa), de la variable « Temps de contact » (ms) et de la variable « Intégrale Pression-Temps » des 12 participants suivant les deux conditions

Tableau n°25 : Valeurs de la variable "temps de contact" durant la phase d'amortissement et de la vitesse moyenne du CdP du pied d'appel des 12 participants suivant les deux conditions.

Congrès – Publications

Posters et communications flash

. *Influence of the fatigue on postural stability after a triple jump event*

22nd Congress of the European Society of Biomechanics, July 10-13, 2016, Lyon, France.

. *Comparison of dynamic plantar support after a triple jump competition*

23rd Congress of the European Society of Biomechanics, November 2-4, 2017, Reims, France.

Publications

. *Comparison of dynamic plantar support after a triple jump competition*

Computer methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 2017, Vol.22, NO. S1, S185-S186.

. *Analysis of the influence of a triple jump contest on the equilibration function*

Soumission acceptée en octobre 2018 dans la revue ***Archives of Physical Health and Sport Medicine***

INTRODUCTION GENERALE

Les athlètes français, spécialistes du triple saut, ont été ces dernières années parmi les meilleurs athlètes européens et mondiaux, comme en témoignent le record du Monde en salle (Mars 2011) et le titre de champion du Monde (Août 2013) pour Teddy Tamgho, ou encore le titre de champion d'Europe (Août 2014) pour Benjamin Campaoré.

Pour autant, d'une manière générale, un manque de régularité est observé chez les athlètes français, tant dans le niveau des performances réalisées que dans leur participation aux grands championnats.

Plus précisément, un nombre important de blessures est régulièrement constaté par l'équipe médicale et paramédicale de la Fédération Française d'Athlétisme (FFA) et celle de l'Institut National du Sport, de l'Expertise et de la Performance (Insep) en charge du suivi et de la rééducation des athlètes. De prime abord, le triple saut apparaît alors comme une discipline traumatisante.

Reprenant chacun des termes du sujet de notre recherche, celui de la performance est très largement utilisé dans le domaine du sport. Sa signification se confond souvent avec résultat, exploit, record, réussite ou bien échec lorsqu'il s'agit d'une contre-performance. Dans le contexte de ce travail, nous proposons de définir la performance sportive comme un **résultat quantitatif** obtenu par un athlète pour une tâche précise. Ce résultat est **situé dans le temps** et sert de référence pour l'athlète lui-même et ses concurrents. Autrement dit, « *la performance est définie [...] comme un résultat perçu, mesuré et évalué dans un continuum évaluatif* » (Famose, 1993).

Quant au triple saut, il s'agit d'un saut complexe qui consiste à enchaîner de manière successive trois bonds de formes différentes. Les deux premiers bonds s'effectuent sur la piste d'élan tandis que le troisième bond, s'il commence sur la piste d'élan, il se termine dans la fosse de réception. La performance dans le triple saut correspond à la distance mesurée entre la planche d'appel et la réception finale. Plus précisément, la performance résulte d'une mesure de la longueur totale des trois sauts successifs.

Enfin, la notion d'optimisation correspond à une manière consensuelle d'accéder à la performance qui implique une association de données afin de comprendre et d'analyser les facteurs indispensables à l'accession de la performance. Ces facteurs sont d'origine multiples (physiologiques, biologiques, anthropométriques, biomécaniques etc..) et la compréhension de chacun permet d'appréhender plus

aisément leurs effets sur l'athlète. L'optimisation exige donc une expertise précise dont les modalités permettront à l'organisme de produire des sollicitations entraînant le meilleur fonctionnement possible en termes de performance et de rendement.

Partant de ces définitions des termes du sujet de notre recherche, nous proposons de rendre compte d'un lien possible entre la performance, en tant que résultat quantitatif, et l'optimisation de la performance. Autrement dit, il s'agit de se demander s'il est possible, et par quelle méthode, d'améliorer la performance du triple sauteur. Dans ce contexte, l'objectif de notre travail est de mener des expérimentations qui sont susceptibles, par leur mise en place et leur résultat, de mettre en évidence les processus qui contribuent directement ou indirectement à la performance. Plus précisément, il s'agit d'un travail contributif qui repose sur trois études interdépendantes à savoir une étude statique, une étude statique et dynamique et une étude dynamique. En effet, et alors même que la performance suppose un volume et une intensité de travail très élevé, l'optimisation de la performance se construit préférentiellement dans la maîtrise des processus qui permettent d'accéder à la performance. C'est pourquoi, ce travail de recherche s'intéresse à divers facteurs qui, en les analysant précisément, contribuent à optimiser la performance.

Au regard de l'objectif de notre travail, l'axe de notre recherche s'articule autour d'un des organes moteurs essentiel dans la réalisation d'un triple saut, à savoir le pied. A partir de cet axe, il s'agit de s'interroger sur l'influence du pied et son rôle dans la contribution à l'optimisation de la performance en matière de triple saut. Pour ce faire, nous avons normé les expérimentations tant dans la population étudiée que dans la méthode et le matériel utilisés. Tout d'abord, nous avons privilégié une population d'athlètes de haut-niveau à la fois pour leur maîtrise du geste technique mais également pour leur préparation globale tant physique que mentale. Ensuite, nous avons favorisé la réalisation des expérimentations sur le terrain au plus près des conditions réelles de compétition. Enfin, nous avons restreint les instruments de mesure au matériel utilisé par les podologues. Ce choix fort d'une instrumentation différente s'inscrit dans la volonté de prolonger le travail du podologue sur le terrain en utilisant des méthodes expérimentales afin de valider ou d'invalider les hypothèses de départ.

Dans la littérature concernant la discipline du triple saut, il apparaît que cette discipline n'a fait l'objet que de très peu d'études. En effet, des études anciennes ont été effectuées afin de mieux comprendre la technique de saut (Hay, 1993), la cinématique (Yu & Hay, 1996), la relation entre la vitesse horizontale et la vitesse verticale lors de la prise d'appel et ses effets sur la distance accomplie (Allen *et al.*, 2013) et les forces de réaction au sol lors des différents appuis (Ramey & Williams, 1985). A l'opposé, un grand nombre d'études a été réalisé sur le rôle du pied dans la fonction d'équilibration de l'individu (Horak *et al.* 2009, Gurfinkel *et al.* 1995 ; Mergner & Rosemeier, 1998 ; Borel *et al.* 2008, Bessou *et al.* 1996, Kavounoudias *et al.*, 2001 ; Mauer *et al.*, 2001). Le pied dans sa fonction d'amortisseur-propulseur peut être appréhendé comme un véritable organe de la performance.

Tout d'abord, au sens anatomique du terme c'est-à-dire que le pied est une partie du corps nettement délimitée et destinée à remplir une fonction. Ensuite, le pied peut également être défini comme un organe car il s'apparente à un instrument de l'action. Enfin, le pied peut-être un organe par son rôle d'interface entre le sujet et le monde extérieur tant pour l'action que pour la perception.

Il en résulte que sa dysfonction mécanique est un facteur de désordres posturaux pouvant entraîner l'apparition de pathologies (Pohl *et al.* 2009, Ryan *et al.* 2009, Tome *et al.* 2006).

En s'appuyant sur les différentes études existantes, la recherche que nous proposons part du postulat que le manque de régularité des athlètes est directement lié aux divers traumatismes qu'entraîne la discipline du triple saut. De plus, cette inconstance pose question quant à la maîtrise des différents facteurs de la performance d'une compétition à une autre. C'est dans ce contexte que nous avons défini les objectifs de notre travail de recherche. Afin de préciser les effets d'un concours de triple saut sur la fonction d'équilibration et la qualité de l'appui, les objectifs de ce travail ont été de :

- Déterminer les effets de la pratique du triple saut sur la fonction d'équilibration.
- Analyser l'influence d'un concours de saut sur la qualité et le contrôle de l'appui plantaire.
- Objectiver l'impact de la chaussure d'entraînement sur la répartition des appuis lors de la prise d'appel.

La **première expérimentation** a pour objectif de déterminer l'influence de la répétition de sauts sur la fonction d'équilibration. A ce titre, une étude stabilométrique a été entreprise afin de comparer les paramètres posturaux dit de « performance » et de « stratégie » de chaque athlète avant et après un concours de triple saut. La pratique du sport influence la fonction d'équilibration (Perrin *et al.* 1998, Mesure 1993). Plus le niveau de compétition est élevé et plus la qualité du contrôle de l'équilibration est efficace (Paillard et Noe 2006). Néanmoins, la pratique du sport n'affecte pas l'équilibre corporel de la même manière. En ce sens, la qualité et le contrôle de l'équilibre sont dépendants de l'intensité de l'exercice et de la nature du geste technique réalisé (Nardone *et al.* 1998). Il semble que la répétition d'une même tâche améliore la stabilité posturale (Tarantola *et al.* 1997). A ce jour, aucune étude n'a mis en évidence les effets sur la fonction d'équilibration de la succession des bonds et des essais dans la discipline du triple saut. Notre étude part de l'hypothèse expérimentale que la répétition des bonds et des sauts influence de manière positive la qualité et le contrôle de la fonction d'équilibration.

La **deuxième expérimentation** s'intéresse à la comparaison des appuis plantaires avant et après un concours de triple saut. A cet effet, une étude qualitative et quantitative du pied a été mise en place. L'étude qualitative a été réalisée à l'aide du Foot Posture Index (FPI-6) afin d'évaluer la morphologie du pied en statique (Redmond *et al.*, 2006). De même, l'étude quantitative a été effectuée sur une plateforme baropodométrique afin de mesurer l'intensité des forces exercées sur le pied d'appel (Giacomozzi, C. 2010). Plusieurs travaux ont mis en lien une concordance entre les résultats de l'observation du FPI-6 et les enregistrements baropodométriques des appuis plantaires (Sanchez-Rodriguez *et al.* 2012, Lee *et al.* 2015, Chuter 2010). L'activité physique semble modifier la morphologie du pied (Willems *et al.* 2012, Headlee *et al.* 2008), le rôle des muscles intrinsèques du pied (Gardin *et al.* 2013, Jung *et al.* 2011, Fourchet *et al.* 2009, Gaillet *et al.* 2004, Fiolkowski *et al.* 2003) et la répartition des surfaces plantaires (Milani *et al.* 2006, Vie *et al.* 2013). Cette modification morphologique du pied peut être le point de départ de nombreuses pathologies (Pohl *et al.* 2009, Ryan *et al.* 2009, Tome *et al.* 2006).

Notre étude se propose d'identifier la ou les parties du pied d'appel susceptibles de se modifier par la succession des prises d'appel. L'étude positionne notre hypothèse

expérimentale de départ selon laquelle la réalisation d'un concours de triple saut influence la morphologie et l'intensité des forces exercées sur le pied d'appel.

La **troisième expérimentation** compare les appuis plantaires, pieds nus et chaussés, lors de la prise d'appel d'un triple saut. Pour cela, notre recherche s'est orientée vers l'influence probable de la chaussure d'entraînement sur la répartition de l'appui au sol lors d'une prise d'appel. Une étude dynamique à l'aide d'une plateforme baropodométrique a été menée sur le pied d'appel pour mettre en lumière les effets positifs ou négatifs de la chaussure sur la qualité de l'appui. Peu d'études se sont intéressées au rôle de la chaussure lors d'une prise d'appel de saut. Tout d'abord, nous retrouvons quelques données anciennes sur les forces de réaction au sol subit par le pied lors d'un concours de triple saut (Ramsey & Williams (1985), Jin (1989) et Perttunen et al., 2000). Il en ressort que le pied supporte énormément de contraintes verticales lors du contact initial au sol et notamment sur la partie postérieure du pied. Plus précisément, les pressions maximales ont été localisées sur la partie médiale de l'arrière-pied et sur la colonne médiale du pied (Milani 1993). Ensuite, la forte contrainte mécanique impose au pied de modifier sa morphologie afin d'amortir et de transmettre ces-dites contraintes tout en conservant une bonne stabilité d'appui au sol. A ce titre, le pied semble adapter sa position à la contrainte de charges qu'il subit en déformant l'arche longitudinale médiale dans le sens d'une pronation. La déviation en pronation du pied entraîne des modifications de la cinématique sur l'ensemble du membre inférieur (Power & Clifford 2012 ; Khamis & Yizahr 2007 ; Pinto et al. 2008). Ces modifications ont été indiquées comme étant des facteurs favorisant l'apparition de nombreux désordres posturaux, douleurs et pathologies qui touchent spécifiquement le pied (Kutsar, 1988 ; Hay, 1993 ; Tome et al. 2006 ; Pohl et al. 2009 ; Ryan et al. 2009 ; Pimentel Rosario, 2013). Enfin, la chaussure joue un rôle important dans le contrôle, l'absorption et le transfert des contraintes mécaniques liées à la prise d'appel : la chaussure semble avoir un rôle positif dans la biomécanique du pied. Nous entreprenons comme hypothèse expérimentale que la chaussure contribue de manière positive à la fois à la prévention des blessures mais également à la performance dans le triple saut.

Les résultats obtenus visent à contribuer à l'optimisation de la performance par une meilleure compréhension des effets du triple saut sur la qualité et le contrôle de

l'équilibration, sur la répartition des appuis et sur le rôle de la chaussure d'entraînement. L'étude ainsi proposée est axée sur l'expertise du geste technique permettant la réalisation d'un cadre préventif de travail dans le but de contribuer à l'optimisation de la performance pour l'entraîneur et l'athlète.

D'une autre manière, les résultats permettront de donner de l'intérêt, du crédit voire une réelle remise en question de la profession de podologue telle qu'elle est enseignée et pratiquée en institut de formation. Ce travail s'inscrit dans le processus d'universitarisation des études de podologie. Plus précisément, la podologie est basée sur des phénomènes empiriques dont nous avons la tâche de les rendre plus pertinents. La connaissance scientifique est donc la meilleure façon de crédibiliser une pratique professionnelle, de la faire évoluer pour enfin réussir une pratique transversale avec les autres acteurs du domaine du sport. Autrement dit, il est question dans ce travail de thèse d'orienter l'empirisme clinicien vers le questionnement scientifique.

Ce travail de thèse, qui permet la transversalité entre la clinique et la recherche fondamentale, se construit en trois parties. La **première partie** précise, d'après les études et les ouvrages existants, le contexte technique et biomécanique du triple saut, l'influence de l'activité physique sur la performance posturale ainsi que le rôle du pied. A partir de cette revue de littérature, nous présenterons les objectifs des expérimentations. La **deuxième partie** est réservée à la présentation des trois expérimentations de ce travail de recherche. Enfin, la **troisième partie** porte sur une discussion générale qui regroupent les principaux résultats obtenus au cours des trois études, tout en présentant les limites de ce travail et les perspectives envisagées. Enfin, nous terminerons par une conclusion générale visant à répondre aux hypothèses émises en introduction de ce travail.

PREMIERE PARTIE

Cadre théorique

Le triple saut appartient à la discipline des sauts horizontaux de l'athlétisme. La complexité de cette discipline réside dans un enchaînement harmonieux de trois bonds successifs afin d'effectuer la meilleure performance possible. Après avoir rappelé la définition fédérale de la discipline (1), nous nous intéresserons à son approche technique (2) ainsi qu'à son approche biomécanique (3). Puis, nous étudierons le lien entre performance posturale activité physique (4) et terminerons par la description du pied comme organe de la performance (5).

1. Définition fédérale de la discipline du triple saut

Les différentes disciplines de l'athlétisme sont définies officiellement par les Règles des compétitions élaborées par l'International Association of Athletics Federations (ci-après « IAAF »), édition 2018/2019. Cette réglementation internationale est entrée en vigueur depuis le 1er novembre 2017 et constitue le document de référence pour l'organisation des compétitions internationales.

Selon l'article 186.1 des Règles des compétitions, « *le triple saut consiste en un saut à cloche-pied, une enjambée et un saut, effectués dans cet ordre* ». Ce même article, en son point 2, précise que « *le saut s'effectuera de telle sorte que l'athlète retombe d'abord sur le pied avec lequel il a pris son appel, puis au deuxième saut sur l'autre pied à partir duquel le saut est terminé* ». Cette définition n'a pas été modifiée depuis la version initiale des Règles des compétitions alors même qu'elle apparaît critiquable. En effet, cette définition ne rend pas compte de manière claire de la succession de trois bonds.

Dès lors, partant de cette définition, tout en la clarifiant, des auteurs (Hubiche & Pradet, 2000) retiennent que le triple saut « *s'effectuera de telle sorte que le concurrent retombe d'abord sur le pied avec lequel il a pris son appel (cloche-pied) puis, au second saut, sur l'autre pied, à partir duquel il exécutera le troisième saut* ». A notre sens, cette définition doit être privilégiée sur celle de l'IAAF, en ce qu'elle décrit de manière plus pertinente et plus précise le geste technique composé des trois bonds successifs.

2. Approche technique du triple saut

La bonne compréhension du geste technique du triple saut impose un découpage des différentes phases du saut, à savoir la course d'élan (2.1), la liaison course d'élan - appel (2.2), le premier saut ou cloche-pied (2.3), le deuxième saut ou l'enjambée (2.4), le troisième saut ou saut en longueur (2.5) et enfin la réception (2.6). Nous terminerons sur la répartition des différents bonds lors du triple saut (2.7).

2.1. La course d'élan

La course d'élan est le préambule de l'appel, son objectif est de permettre à l'athlète de prendre une impulsion. En effet, durant la course d'élan, il s'agit de développer une vitesse d'élan utilisable de manière efficiente lors de l'appel. Cette vitesse est dite "optimale", et non maximale, lorsqu'elle laisse à l'athlète, d'une part, la capacité d'accélération dans les derniers mètres d'élan précédant l'appel et, d'autre part, la faculté d'utiliser de manière utile et rationnelle la vitesse acquise pour la continuité du saut (Liu et *al.* 2015).

Une distance de 36 à 40 mètres, représentant 16 à 18 foulées, est considérée comme idéale pour acquérir la vitesse optimale. Cette distance permet au triple sauteur une mise en action progressive et rythmée jusqu'à l'obtention de la vitesse recherchée. La course d'élan apparaît comme un paramètre fondamental du triple saut. Elle permet une mise en action rythmée, une accélération progressive, une précision des appuis et une préparation à l'appel.

2.2. La liaison course d'élan - appel

Arrivé à la partie terminale de la course d'élan, le triple sauteur doit cadencer sa foulée en la raccourcissant, sans piétiner, afin de réaliser une accélération du geste pour un appel efficace. Cette phase d'accélération est capitale pour le devenir du saut, en ce qu'elle représente la composante essentielle de l'impulsion : la vitesse d'approche (Goriot, 1989, p. 25). La vitesse d'approche, liée au raccourcissement de la foulée, favorise une prise d'appel efficace (Wakai et *al.* 2005 ; Cetin et *al.* 2014).

Dans les derniers appuis, l'athlète redresse son corps ce qui entraîne une course en « griffé » contrôlant l'abaissement du corps. Autrement dit, l'alignement du corps

permet un raccourcissement de la phase d'amortissement au profit de la phase de poussée. Ce compromis effectué entre l'amortissement et la poussée favorise d'une part, la conservation de la vitesse horizontale et d'autre part, le contrôle de l'abaissement du centre de gravité. L'athlète s'engage vers l'avant afin de limiter au maximum la composante verticale du premier saut.

2.3. Le premier saut ou cloche-pied

L'objectif de l'athlète lors du premier bond est double : projeter le centre de gravité le plus loin vers l'avant afin de décrire un chemin d'impulsion le plus linéaire possible et préparer la phase d'amortissement de l'appel du second saut. Le cloche-pied est un mouvement technique essentiel du triple saut car il détermine la qualité de la réalisation globale du saut.

Pour ce faire, l'athlète, par l'action de griffé de la jambe d'appel, permet un passage rapide du centre de gravité au-dessus de son appui ce qui augmente la composante horizontale lors du décollage. L'angle d'envol est très fermé (10° à 15°) pour favoriser un saut rasant permettant aux appuis suivants une phase d'amortissement limitée.

Dès l'impulsion donnée, le sauteur est en suspension et recherche à effectuer un ciseau complet afin de se réceptionner sur le même pied que celui de l'appel. La jambe d'appel doit donc passer d'une position postérieure lors de l'appel à une position antérieure d'anticipation du griffé à venir. « *La jambe d'appel se replie, oscille vers l'avant, puis elle s'étend et se rabat en coup de griffe pour prendre activement contact avec le sol* » (Pradet & Vivès, 1990, p 47). Ce mouvement nécessite un bon équilibre du corps afin de limiter les mouvements rotatoires néfastes à une bonne reprise d'appui. A ce titre, l'équilibre de la suspension est assuré par l'action des bras et de la jambe libre.

2.4. Le deuxième saut ou l'enjambée

Le deuxième bond correspond au second appel du triple sauteur, il est la conséquence de la bonne exécution technique du cloche-pied. L'athlète saute d'un pied sur l'autre. Les forces appliquées sur le pied d'appel du deuxième bond sont identiques à celles du premier appel. Le griffé de la réception permet une "réception active" de la première suspension. Le pied de réception ne doit pas être trop en

avant afin de réduire le temps d'appui qui est source de décélération. Les segments libres participent activement à la bonne exécution de ce saut. La cuisse de la jambe libre initie le mouvement vers l'avant. En se projetant vers l'avant et non vers le haut, elle favorise la conservation de la vitesse horizontale et permet de garder une bonne inclinaison du corps. Le tronc est équilibré en position de rectitude par l'action des bras qui jouent un rôle propulseur lors de l'appel et stabilisateur lors de la suspension. A ce stade, il est important de souligner que l'action différente au niveau des segments libres fait apparaître deux techniques de saut communément utilisées au triple saut. La technique de course (méthode polonaise) correspond à un travail alternatif naturel du mouvement des bras avec celui des jambes. A l'inverse, la technique des bras simultanés (méthode soviétique) présente une utilisation simultanée vers l'avant et vers l'arrière des deux bras au cours des différents bonds.

2.5. Le troisième saut ou saut en longueur

Le troisième bond ressemble fortement à un saut en longueur c'est-à-dire qu'il comprend un appel, une suspension et un ramené. Comme le deuxième bond, il est la conséquence motrice des deux précédents sauts. Néanmoins, certaines différences techniques caractérisent le triple saut. Premièrement, l'athlète prend appel sur son pied opposé à la jambe d'appel du fait de l'enchaînement des bonds. Deuxièmement, la décélération entraînée par la succession des sauts oblige le sauteur à trouver un chemin d'impulsion de son centre de gravité plus élevé afin d'augmenter son temps de suspension. Enfin troisièmement, du fait de la réduction de la vitesse horizontale, le sauteur provoque une flexion du tronc vers l'avant pour obtenir une réception la plus lointaine possible. Pour réaliser cette flexion antérieure, l'athlète utilise une des trois variantes suivantes à savoir le ciseau, l'extension ou le saut simple (Starzynski, 1987).

2.6. La réception

La réception correspond au moment durant lequel l'athlète rentre en contact avec le sable de l'aire de réception. Cela marque la fin du triple saut. La trace de la réception permet la mesure du saut. Cette mesure est comprise entre la ligne d'appel et la trace la plus postérieure de la réception du saut : on la nomme l'amplitude ou la

portée du saut. Durant la phase terminale de la suspension du troisième saut, l'athlète se projette activement vers l'avant afin d'obtenir un contact le plus lointain possible avec le sable de réception. Le style de réception du sauteur permet d'évaluer la quantité de vitesse que le sauteur a conservée. En effet, si la réception se fait les pieds en avant cela traduit une vitesse encore importante, à l'inverse d'une réception sur les genoux voire déséquilibrée en arrière.

2.7. La répartition des différents bonds

La répartition des efforts pendant l'exécution d'un triple saut s'exprime en pourcentage. Pour le néophyte, une répartition égale des efforts pendant les trois bonds semble idéale pour obtenir le meilleur résultat. Cela correspondrait pour chaque bond à 33% de la portée totale du saut. Néanmoins, d'un point de vue technique, la régularité de l'amplitude des sauts n'est pas un facteur de perfection du saut. Selon Hay (1993), le deuxième bond est le plus court du fait de la perte de vitesse horizontale. En effet, la perte de vitesse horizontale entraîne nécessairement une modification dans la répartition des bonds. Le premier saut bénéficie de la vitesse initiale de la course d'élan. Le dernier saut se concentre essentiellement sur la réception dans la fosse. Dans le même temps, le deuxième saut doit assurer d'une part, sa propre suspension et d'autre part, la réception du premier bond et la propulsion pour le saut suivant (Aubert *et al.* 2004). Dans ce contexte, la répartition de la distance totale entre les trois bonds et les conséquences biomécaniques engendrées sont fonction de la technique de saut adoptée. Plus précisément, la technique de course (méthode polonaise) permet un équilibre fonctionnel favorisant le dernier saut. Cela se caractérise par des sauts rasants et des appels brefs traduisant une bonne conservation de la vitesse horizontale. La répartition de la distance totale des trois bonds est de l'ordre de 34% + 30% + 36%. A l'opposé, la technique des bras simultanés (méthode soviétique) montre une répartition favorisant le premier bond. Les suspensions sont plus élevées et les appels bien marqués traduisant l'expression d'une puissance musculaire. En ce sens, la répartition des différents bonds est de l'ordre de 37% + 30% + 33%.

3. Approche biomécanique du triple saut

A la différence du saut en longueur, cette discipline exige un mouvement continu alliant à la fois puissance, entendue comme force musculaire (Winter & Fowler, 2009), vitesse quantifiée et orientée et résistance mécanique, tant articulaire que musculaire, permettant de contrôler le geste technique. Cette complexité du triple saut demande une parfaite intégration des facteurs mécaniques nécessaires à une performance optimale. Cela permet à l'athlète d'atteindre l'unique objectif pendant l'essai, à savoir conserver au cours des différentes prises d'appui la vitesse horizontale engendrée par la course d'élan. Dans une approche biomécanique nous allons distinguer deux phases essentielles de chaque bond du triple saut soit, l'appel (3.1) et le temps de vol (3.2).

3.1. L'appel

L'appel est une phase de transition identifiable à un « mouvement charnière » (Goriot, G. 1989, pp 27) dont la qualité (3.1.1) est dépendante d'un équilibre stable de l'appui, c'est-à-dire d'une bonne stabilité alliée à une répartition et une transformation des forces de réactions au sol. Quant à l'efficacité de l'appel (3.1.2), celle-ci est fonction de trois facteurs mécaniques indissociables.

3.1.1. La qualité de l'appel

La qualité de l'appel est comparable à la dernière foulée de course dont la phase d'appui peut se découper en trois phases successives que sont l'amortissement, le soutien et la poussée (Figure n°1).

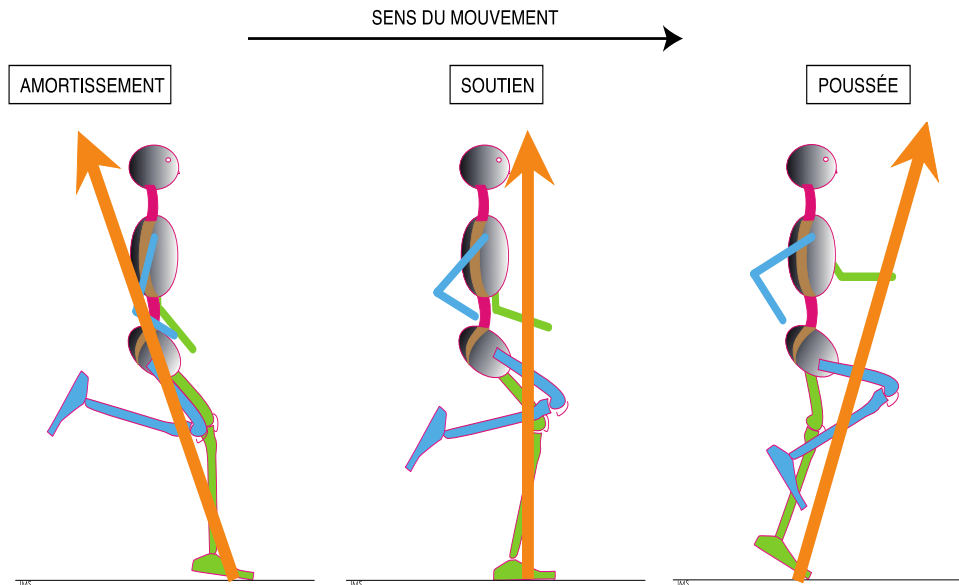


Figure n° 1 : les phases successives de l'appui

Plus simplement, ces trois phases de l'appui déterminent un processus mécanique et musculaire de **flexion-extension** du pied et de l'ensemble du membre inférieur que l'on peut comparer à un système masse-ressort amortisseur (Stearne et *al.* 2016 ; Rabita et *al.* 2013 ; Goriot, G. 1989).

En premier lieu, la **phase de flexion** comprend l'amortissement et le soutien de la phase d'appui. Plus précisément, cette phase débute dès que le pied touche le sol et se termine au moment où la projection verticale du centre de gravité se confond avec la verticale de l'appui. Durant cette période d'appui, l'ensemble des forces exercées sur le sol par l'appui plantaire de l'athlète est dirigé en sens inverse de son déplacement. Il s'agit d'une action frénatrice comparable à une décélération du centre de gravité. La phase de flexion, en raison des contraintes mécaniques d'appui qu'elle présente, doit alors être la plus brève possible. Cependant, cette phase de flexion lors de l'appui n'en demeure pas moins essentiel à l'efficacité de la foulée pour des raisons à la fois mécaniques et musculaires.

D'un point de vue mécanique, alors que le centre de gravité décrit une trajectoire descendante avant le contact du pied au sol, l'amortissement permet de contrôler sa descente et de limiter le caractère frénateur de cette phase. Cette réorientation du centre de gravité, au moment de l'appui, redonne un caractère ascendant à la trajectoire du centre de gravité (Figure n°2).

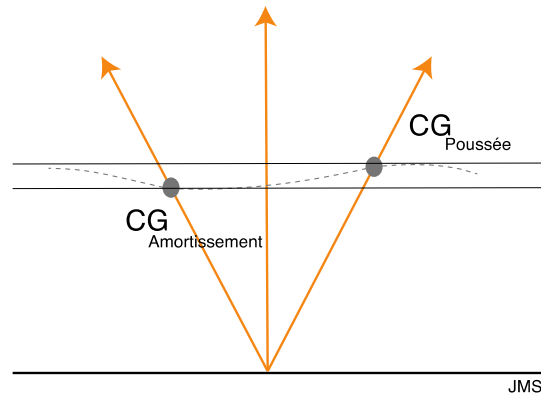


Figure n° 2 : Réorientation du centre de gravité (CG) pendant la phase d'appui d'après Hubiche et Pradet, 2000).

D'un point de vue musculaire, la flexion est nécessaire pour amortir le contact avec le sol. Elle correspond à une phase musculaire excentrique et favorise ainsi la mise en tension des muscles plantaires et de l'ensemble du membre inférieur. Cette mise en tension excentrique frénatrice crée une énergie potentielle emmagasinée dans le système musculaire (Alexander et al. 1987 ; Maestro et al. 2010). Dès la cessation de la mise en tension, l'énergie potentielle élastique se transforme en énergie cinétique disponible pour la suite de la phase d'appui à savoir la propulsion (Figure n°3).

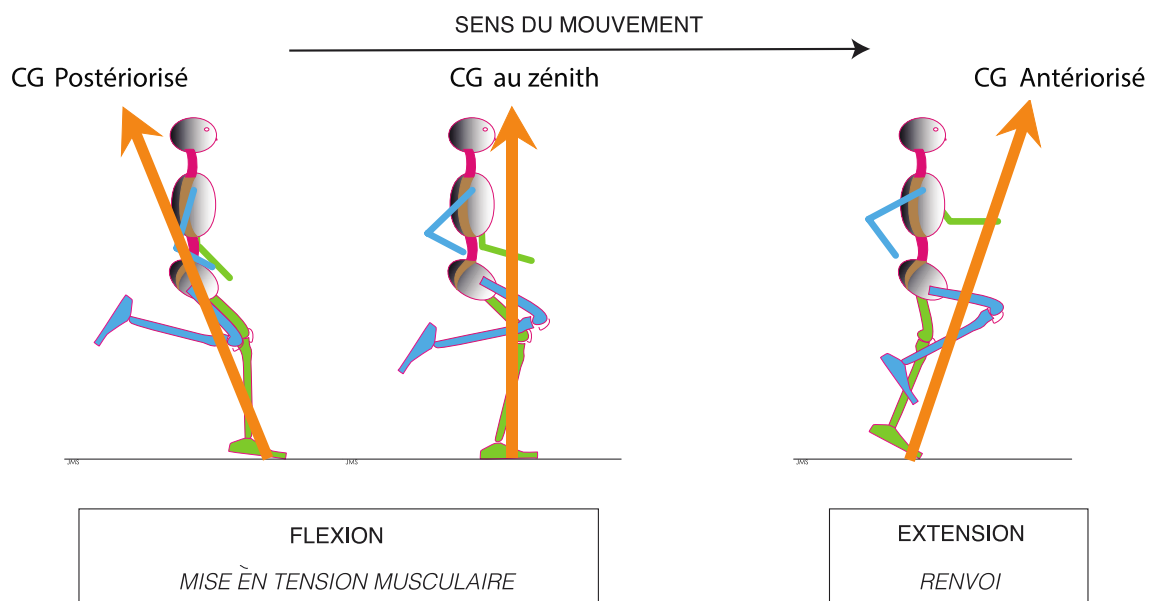


Figure n°3 : Aspects musculaires de la phase de flexion-extension lors de l'appui

En second lieu, la phase **d'extension** représente la poussée qui commence au moment du soutien et se termine lorsque le pied quitte le sol.

D'un point de vue mécanique, la poussée favorise une trajectoire ascendante du centre de gravité et elle est en même temps un élément déterminant de la qualité de la suspension à venir.

D'un point de vue musculaire, la poussée correspond au moment de renvoi de l'élastique musculaire préalablement étiré lors du moment de flexion. L'énergie potentielle élastique, créée lors de l'amortissement et emmagasinée dans les muscles (Seyfarth et *al.* 1999 ; Alexander et *al.* 1987 ; Maestro et *al.* 2010), est restituée dans la phase de poussée sous forme d'énergie cinétique : l'impulsion, entendue comme une variation de la force de réaction au sol recueillie au cours du temps d'un saut (E.-J. Marey, 1894), constitue alors la phase motrice de l'appui (Figure ci-dessus).

3.1.2. L'efficacité de l'appel

L'efficacité de l'appel est dépendante de trois facteurs mécaniques indissociables que sont la vitesse d'approche, l'angle de décollage et les forces d'impulsion produites lors de cet appel.

Tout d'abord, au titre des facteurs mécaniques, l'athlète doit être capable, au moment de l'appel, d'adapter sa vitesse afin de modifier sa trajectoire. Autrement dit, l'athlète doit rechercher une vitesse horizontale optimale qu'il pourra contrôler et transformer de manière efficace dans le triple saut (Hay 1993). En effet, il serait inefficace pour le triple sauteur d'acquiescer une vitesse horizontale maximale qu'il serait incapable de maîtriser et donc d'utiliser lors des différents bonds. Il en résulterait alors une technique de saut défectueuse, non maîtrisée, pouvant engendrer des phénomènes traumatisants notamment lors des réceptions de sauts. L'acquisition de la vitesse optimale, et notamment dans sa partie terminale de la course d'élan entraîne une augmentation de la cadence des foulées et un abaissement du centre de gravité (Cetin et *al.* 2014 ; Aubert et *al.* 2004). Cet abaissement crée une composante verticale importante néfaste à la bonne exécution du saut. Pour atténuer l'effet néfaste de l'abaissement, le sauteur adopte une course en griffé nécessitant un alignement de la tête avec le bassin et l'appui plantaire.

Cette course « genoux hauts » limite ainsi l'abaissement du corps et favorise un passage rapide de l'athlète sur son appui (Goriot, 1989 ; Hubiche & Pradet, 2000).

Ensuite, et pour conserver la vitesse horizontale acquise lors de la course d'élan, le triple sauteur doit acquérir un angle de décollage très fermé, de l'ordre de 10° à 15° (Figure n°4). Au-delà de cet angle, la suspension du centre de gravité devient plus parabolique ce qui tend d'une part, à diminuer la vitesse horizontale au profit de la vitesse verticale et, d'autre part, à augmenter les phases d'amortissement des bonds suivants (Wakai et al., 2005 ; Aubert et al. 2004).

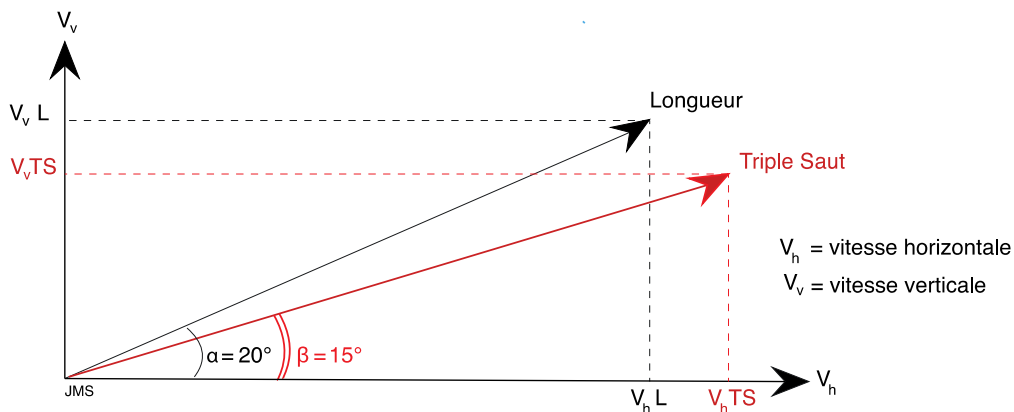


Figure n°4 : Impact des différents angles de décollage sur la conservation de la vitesse horizontale (d'après Aubert et al. 2004).

De plus, un angle d'envol fermé permet de diminuer les forces de réaction au sol et de favoriser ainsi des impulsions successives indispensables à la bonne dynamique du saut. Cela contribue alors à la conservation de la vitesse d'approche acquise pendant la course d'élan (Wakai et al., 2005).

Enfin, les forces d'impulsions produites lors de l'appel sont dépendantes de la qualité du dernier appui (Cetin et al. 2014). En effet, comme décrit précédemment, la phase d'amortissement est déterminante pour l'efficacité de l'impulsion. Plus précisément, l'amortissement, qui est la prise de contact avec le sol, permet de transformer l'énergie potentielle élastique générée par la mise en tension des muscles en énergie cinétique favorable au mouvement (Alexander et al. 1987 ; Stearne et al. 2016 ; Rabita et al. 2013). A cet égard, pour que les forces d'impulsions soient utilisées de

manière optimale, il est nécessaire que lesdites forces soient dans l'axe de la direction du déplacement. Dès lors, l'appui doit être solide et efficace dans le temps pour permettre un passage du corps sans attente vers l'avant (Hay 1993).

Ces développements qui précèdent nous permettent désormais de différencier le terme « impulsion » du terme « appel » qui sont trop souvent employés sans distinction : l'appel est la dernière action motrice du saut qui correspond à l'instant où s'exécute la modification rapide de la direction de la vitesse (Bourdon & Renault, 2016) ; l'impulsion désigne une variation de la force de réaction au sol recueillie au cours du temps d'un saut (E.-J. Marey, 1894). Autrement dit, l'impulsion correspond à la déviation de la trajectoire du centre de gravité (Bourdon & Renault, 2016).

L'impulsion est donc un facteur fondamental dans la recherche de performance. Pour la discipline du triple saut, l'impulsion est un terme mécanique qui prend son origine dans la seconde loi de Newton : le principe fondamental de la dynamique.

L'énoncé de la seconde loi de Newton est le suivant : « *les changements qui arrivent dans le mouvement sont proportionnels à la force motrice ; et se font dans la ligne droite dans laquelle cette force a été imprimée* ».

Dans le triple saut, le facteur essentiel qui détermine la performance est le vecteur vitesse lors de la prise d'appel (Winter & Fowler, 2009). Cela implique une intensité et une direction de la force appliquée ainsi qu'une durée d'application de la force. Nous pouvons définir la vitesse d'impulsion comme suit (Winter & Fowler, 2009) :

$$\frac{\sum F_{\text{extérieures}} \cdot \Delta t}{m} = \Delta v$$

N.B : F= force appliquée ; t=temps d'appui ; m = masse de l'individu ; v = vitesse.

3.2. Le temps de vol

Le temps de vol ou « suspension » en terme athlétique, est le résultat des phases motrices de la prise d'appel effectuées précédemment. Elle se traduit par une trajectoire parabolique du centre de gravité de l'athlète dont l'objectif est d'obtenir la plus grande portée ou amplitude du saut. A cet effet, le centre de gravité du triple sauteur s'engage à la fois vers le haut et vers l'avant, décrivant une trajectoire que l'on nomme le « *chemin d'impulsion* » (Goriot, 1989). Ce chemin doit être le plus

linéaire possible afin de parcourir une distance maximale. Durant cette période, l'athlète n'a plus aucun contact avec le sol, il ne peut donc plus modifier la trajectoire de son centre de gravité. Par conséquent, si l'athlète ne s'impose pas une rigueur technique totale lors de l'appel, divers paramètres mécaniques, et notamment les rotations, peuvent modifier la position de l'athlète par rapport à son centre de gravité. Les conséquences mécaniques des rotations se feront au détriment de la qualité et de l'efficacité de l'impulsion. De plus, les rotations peuvent déséquilibrer le sauteur et perturber la bonne réalisation du saut. Pour cela, et pendant la phase de suspension, l'athlète contrôle les rotations à l'aide de ses segments libres (jambes, bras) en effectuant des ajustements (flexion, extension) autour de l'axe de rotation.

4. Performance posturale et activité physique

De manière générale, l'activité physique vise à améliorer la fonction d'équilibration. A ce titre, les athlètes développent des capacités posturales qui sont bien meilleures que des personnes sédentaires. Tout d'abord, nous définirons la posture et la fonction d'équilibration (4.1) puis nous développerons l'intérêt et les différents descripteurs posturaux de la stabilométrie (4.2) et enfin nous déterminerons le lien entre l'activité physique et la fonction d'équilibration (4.3).

4.1. Posture et fonction d'équilibration

La posture est une attitude générale qui se définit comme la position relative des différentes parties du corps les uns par rapport aux autres (Bouisset & Matton, 1996). Afin de maintenir une posture érigée et de manière permanente, l'Homme a développé une fonction d'équilibration tant au repos que dans la locomotion qui lui assure le maintien de sa verticalité.

Selon Caston et Gribenski (1973, p. 2), « *l'équilibration est la fonction par laquelle un homme ou un animal maintient à tout moment son équilibre (...); elle permet de prendre diverses attitudes, de marcher sans tomber, de conserver l'orientation habituelle du corps (...). De ce fait l'équilibration est une fonction essentielle pour qu'un être humain ou un animal puisse vivre et avoir un comportement normal dans son milieu* ». Autrement dit, la fonction d'équilibration permet de stabiliser une

posture, quel que soit le contexte environnemental en prenant en compte à la fois les contraintes corporelles internes (masse des différents segments corporels) mais également les contraintes corporelles externes (force gravitationnelle, environnement).

Plus récemment, Horak et *al.* (2009) ont défini le contrôle de la fonction d'équilibration comme étant une interaction de six domaines différents à savoir : les contraintes mécaniques, les limites de la stabilité et de la verticalité, les ajustements posturaux anticipateurs et compensateurs, la posture et les réponses posturales, l'orientation et l'intégration sensorielle et la stabilité de la marche et du mouvement (Figure n°5).

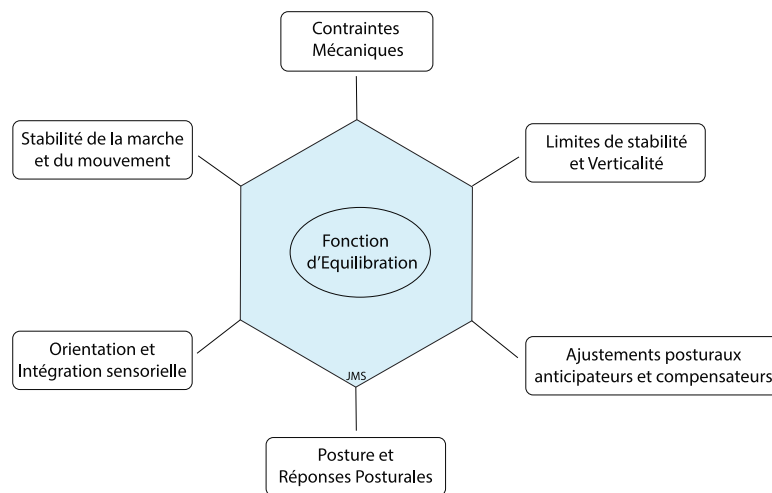


Figure n°5 : Interaction des différents domaines permettant la fonction d'équilibration (selon Janin 2016)

Le système podal participe activement à la fonction d'équilibration car il intervient dans les six domaines désignés par Horak et *al.* (2009), à savoir :

- Les contraintes mécaniques : le pied est le support des forces verticales
- Les limites de stabilité et de verticalité : le pied est un acteur dans les stratégies de stabilité notamment par les stratégies de cheville ou de hanche.
- Les ajustements posturaux anticipateurs (APA) et compensateurs (APC) : le pied est une base d'appui permettant les mouvements anticipateurs et compensateurs
- La posture et les réponses posturales : la morphologie intrinsèque du pied ainsi que la sensibilité podale participent à la régulation de l'équilibration
- L'orientation et l'intégration sensorielle : le pied présente un référentiel sensoriel important qui informe de l'environnement

- La stabilité lors du mouvement : il existe une synergie entre les informations provenant du système podal (boucle externe) et l'organisme (boucle interne – cognition).

La régulation de la fonction d'équilibration est possible grâce à la coordination entre le contrôle des données sensorielles et la transmission du message sensoriel par les centres nerveux d'intégration et d'anticipation (Massion, 2006).

Plus précisément, la station debout et la marche dépend d'une architecture posturale, c'est-à-dire d'une organisation composée de trois éléments indissociables que sont le récepteur (récepteur sensoriel), le centre intégrateur (Système Nerveux Central) et l'effecteur (la musculature striée squelettique).

Cette architecture posturale soumise à un ordre très précis permet des actions motrices telles que la statique, la dynamique ou encore l'équilibre. Cela implique que l'activité posturale et le mouvement soient liés : **ce sont les activités posturo-cinétiques**.

La somesthésie cutanée, le système vestibulaire, le système visuel et les propriocepteurs musculo-articulaires participent, en tant que récepteurs sensoriels, au contrôle multi-sensoriel. Ils renseignent le Système Nerveux Central sur l'orientation du corps dans l'espace et sur la stabilisation posturale des différents segments corporels les uns par rapport aux autres (Horak & Macpherson, 1996).

Les différents récepteurs sensoriels sont chacun encadrés par trois référentiels spatiaux distincts : le référentiel égo-centré (somesthésie), le référentiel allo-centré (visuel) et le référentiel géo-centré (vestibulaire) dont le Système Nerveux Central impose un contrôle permanent comme le résume la figure ci-dessous (Figure n°6).

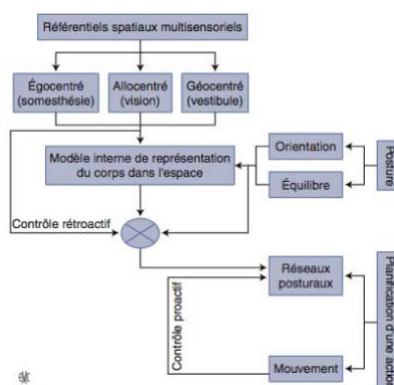


Figure n°6 : schéma général de la régulation de la posture et de l'équilibre (Lacour, 2013).

Les données provenant des différents référentiels du contrôle postural vont fusionner dans le cortex cérébral afin de donner une estimation presque parfaite de la verticalité. En ce sens, les informations recueillies à la fois par le corps (forces internes) et par l'environnement (forces externes) permettent d'élaborer une représentation interne du corps dans l'espace s'améliorant par l'apprentissage et permettant, avec le temps, une meilleure précision dans les mouvements (Gurfinkel *et al.* 1995 ; Mergner & Rosemeier, 1998 ; Borel *et al.* 2008).

De plus, les activités posturo-cinétiques garantes du maintien de l'équilibre peuvent être modifiées par la représentation interne du corps du fait que cette représentation interne soit sous l'influence de deux systèmes de régulation du mouvement: un système de correction (contrôle rétroactif), intervenant par *feed-back* une fois le mouvement réalisé, et un système d'anticipation (contrôle proactif), intervenant par *feed-forward* antérieurement à la réalisation du mouvement (Perrin & Lestienne , 1994 ; Bouisset, 2006). Pour ces auteurs, il résulte que la posture est une activité à la fois « référencée », car elle est issue des référentiels spatiaux, mais également « source de références », en ce qu'elle élabore une représentation interne (Lacour, 2013).

4.2. La stabilométrie : moyen d'évaluation de la performance posturale

L'étude stabilométrique se réalise à partir de plateformes de forces qui fournissent des mesures de forces verticales. Elle consiste à recueillir les signaux descripteurs de l'équilibre d'un individu reposant sur un support stable et à interpréter ces signaux en termes de performance posturale.

4.2.1. Intérêt de la stabilométrie

En premier lieu, la stabilométrie a pour but de déterminer, d'une part, la distribution des forces d'appui au sol, d'autre part, le placement général desdites forces dans le polygone de sustentation. Le Centre de Pressions (CdP) représente le point où s'exercent à chaque instant le maximum de forces au sol et les effets dynamiques de l'activité des muscles Soléaire, cette activité contrôlant l'inclinaison de ce centre. Cependant, le CdP se confond au sol avec la projection du Centre de Masse (CdM)

en condition statique uniquement. En revanche, si le sujet effectue des mouvements posturaux adaptatifs ou correctifs, la projection au sol du CdM et du CdP ne sont plus confondus et les déplacements du CdP ne représentent plus ceux du CdM (Amblard 1998). A ce titre, l'étude des excursions du CdP prend tout son sens dès lors que l'étude se réalise dans un référentiel lié à l'individu observé, et notamment à ses pieds. Une position standardisée a été préconisée par l'Association Française de Posturologie (Gagey *et al.* 1994). Elle consiste à placer le sujet sur la plateforme de forces stable avec une ouverture des pieds de 30° et une distance séparant les talons de 4 cm. Ce positionnement permet de déterminer le centre géométrique du polygone de sustentation en s'appuyant sur la pointure de l'individu et les appuis plantaires. Le référentiel ainsi défini se rattache pleinement aux pieds de l'individu : il est dit "égocentré".

En second lieu, la stabilométrie permet, dans une perspective clinique, de représenter les déplacements du CdP. Cette représentation détermine à la fois les paramètres de « **performance** » nécessaires à la compréhension de la gestion de l'équilibration statique mais également les paramètres de « **stratégie** » qui révèlent les capacités propres de l'individu dans le contrôle moteur de son équilibre (Dupui *et al.* 2003). Plus précisément, les indicateurs de **performance** nous renseignent sur la qualité du contrôle postural, alors que les indicateurs de **stratégie** nous permettent d'apprécier la manière dont le sujet met en place le contrôle des variations de déplacements du CdP.

Tout au long de l'enregistrement, le CdP est défini par sa position en X (distance le séparant de l'axe sagittal) et par sa position en Y (distance le séparant de l'axe inter-malléolaire). La succession des positions en X et en Y durant l'enregistrement dessine un "statokinésigramme" qui traduit les déplacements horizontaux du CdP dans le référentiel égocentré (Figure n°7).

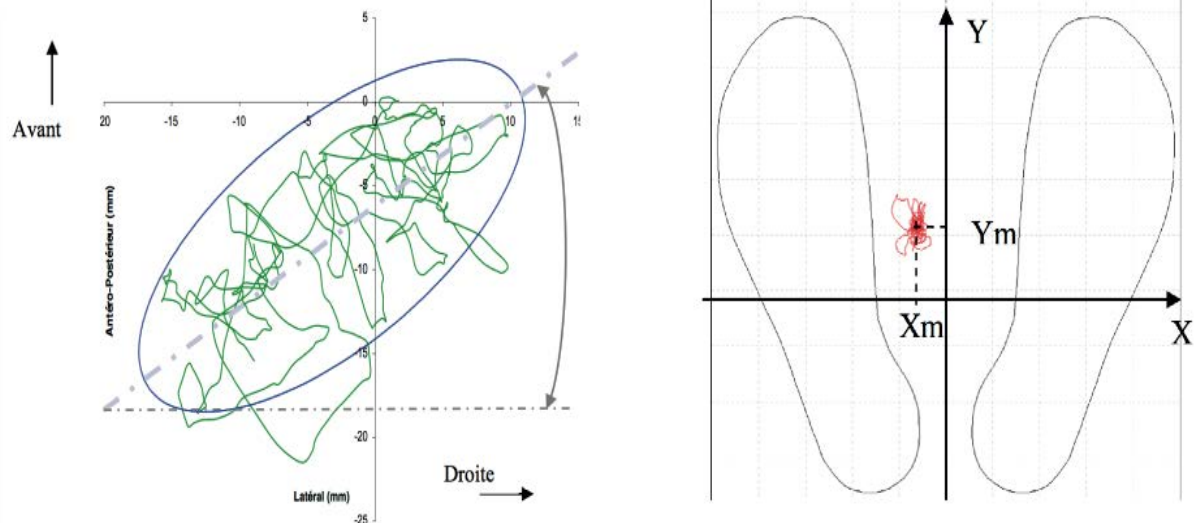


Figure n°7 : a) Statokinésigramme définissant la succession des positions du CdP en X et en Y durant l'enregistrement ; b) : Position moyenne du CdP selon l'axe des X (X_m) et l'axe des Y (Y_m) dans un référentiel égo-centré attaché aux pieds

De plus, les variations positionnelles du CdP au cours de l'exercice physique ne sont pas aléatoires. Le maintien de la projection du CdM au sol est conservé dans le polygone de sustentation grâce aux boucles de régulation qui, par activation successive, entraînent des déplacements permanents du CdP.

Plus précisément, le Système Nerveux Central (SNC) utilise des boucles réflexes de régulation, courtes ou longues, permettant à l'individu d'adopter une stratégie individuelle du contrôle de son équilibre.

L'utilisation excessive d'une boucle courte ou d'une boucle longue produit des oscillations respectivement de hautes fréquences ou de basses fréquences.

4.2.2 Les différents indicateurs posturaux

Les paramètres présentés ci-dessous sont ceux retenus pour l'étude sur « l'analyse de l'influence d'un concours de triple saut sur la fonction d'équilibration » (deuxième partie, chapitre 1). Les normes de référence indiquées sont les normes Ouaknine développées à partir d'une cohorte de 500 patients enregistrés pendant 51 secondes avec une cadence d'échantillonnage de 40 Hertz. Le signal analogique de 40 Hertz permet de restituer un spectre de fréquences des oscillations posturales fiable de 0 à 20 hertz. Le codage analogique est de 16 bits (soit un codage de $2^{16} = 65\,536$ points, ce qui permet, pour un athlète de 70 kg d'avoir une précision proche d'un gramme

(70 000 / 65 536 = 1,06 gramme). Le signal et le codage analogique permettent une analyse très précise du contrôle postural.

4.2.2.1. Les indicateurs posturaux de « performance »

4.2.2.1.a X Moyen

Le **X Moyen** (Xm) indique la position moyenne du CdP des pieds sur l'axe des abscisses et montre l'asymétrie frontale du tonus postural (Tableau n°1).

Tableau n°1 : Indicateur X Moyen (mm) selon les Normes Ouaknine

$$X_{\text{moy}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (X_i)$$

X Moyen (mm)	Minimum	Moyenne	Maximum	Standard Deviation
Yeux Ouverts	- 31,5	- 1,8	42,3	10,1
Yeux Fermés	- 56,6	- 1,7	44,5	10,4

(N = nombre de positions successives du CdP ; X = axe médio-latéral)

Note : une valeur négative indique un déplacement vers la gauche et une valeur positive un déplacement vers la droite.

4.2.2.1.b Y Moyen

Le **Y Moyen** (Ym) montre la position moyenne du CdP des pieds sur l'axe des ordonnées et révèle l'asymétrie sagittale du participant (Tableau n°2).

Si une asymétrie est indiquée par les descripteurs Xm et Ym, cela traduit une surcharge du côté de l'asymétrie.

Tableau n°2 : Indicateur Y Moyen (mm) selon les Normes Ouaknine

$$Y_{\text{moy}} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (Y_i)$$

X Moyen (mm)	Minimum	Moyenne	Maximum	Standard Deviation
Yeux Ouverts	- 18	31,6	86,6	17,5
Yeux Fermés	- 12,8	31,6	80,7	16,6

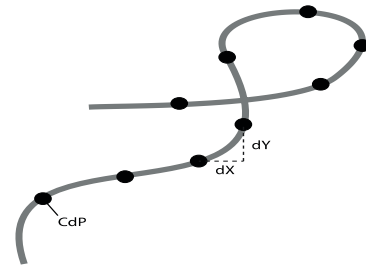
(N = nombre de positions successives du CdP ; Y = axe antéro-postérieur)

4.2.2.1.c Longueur du tracé

La **Longueur** (L) du tracé correspond à la longueur du déplacement du CdP, soit la somme des distances entre deux positions successives du CdP.

Le nombre de successions de positions du CdP augmente en fonction du temps et de la fréquence d'échantillonnage. L'indicateur Longueur donne une estimation de l'énergie dépensée pour la régulation de la posture orthostatique (Tableau n°3).

$$L = \sum_{i=1}^{N-1} \sqrt{(X_{i+1} - X_i)^2 + (Y_{i+1} - Y_i)^2}$$



Représentation de la longueur du tracé qui correspond à la somme des distances entre deux positions successives du CdP

Tableau n°3 : Indicateur Longueur (mm) selon les Normes Ouaknine

Longueur (mm)	Minimum	Moyenne	Maximum	Standard Déviation
Yeux Ouverts	209	399	1215	146
Yeux Fermés	225	514	2110	237

4.2.2.1.d Surface de l'ellipse

La **Surface** (S) décrite par le CdP exprime la précision du contrôle postural. Autrement dit, cet indicateur nous renseigne sur la stabilité du sujet. Il ne s'agit pas de la surface réelle du statokinésigramme mais d'une ellipse de confiance à 90% qui exclut les points les plus extrêmes du tracé (Tableau n°4).

$$S = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^{N-1} \left| (X_{i+1} - X_0)(Y_i - Y_0) - (X_i - X_0)(Y_{i+1} - Y_0) \right|$$

Tableau n°4 : Indicateur Surface (mm²) selon les Normes Ouaknine

Surface (mm ²)	Minimum	Moyenne	Maximum	Standard Déviation
Yeux Ouverts	31	220	1881	217
Yeux Fermés	28	264	2728	312

4.2.2.1.e LFS

L'indicateur **LFS** exprime le rapport de la Longueur (L) en Fonction de la Surface (S). Or, la relation qui unit la Longueur avec la Surface n'est pas une simple fonction linéaire (L/S) car la Longueur évolue proportionnellement au temps alors que la surface évolue comme le logarithme du temps. A ce titre, la comparaison des indicateurs L et S a nécessité une transformation exponentielle de S dans le but de calculer une Longueur (L calculée) à partir de la surface.

Dès lors, la comparaison des deux indicateurs L et S peut prendre la forme d'un quotient linéaire entre la Longueur mesurée (L mesurée) et la Longueur calculée (L calculée) à partir de la Surface : c'est ce quotient que l'on nomme LFS (Longueur en Fonction de la Surface).

L mesurée / L calculée = LFS

Le LFS ainsi déterminé nous renseigne sur la tactique posturale entreprise par le sujet pour contrôler son équilibre. Le rapport normatif (Normes Ouaknine, Annexe n°1) du LFS selon une fréquence d'échantillonnage à 40 Hz est de **0,82**. Ainsi, un LFS supérieur à 0,82 semble indiquer une dépense d'énergie afin de contrôler les oscillations induites par une augmentation de la longueur (L) du tracé. A l'opposé, un LFS inférieur à 0,82 semble évoquer une tendance à l'économie d'énergie (Tableau n°5).

Tableau n°5 : Indicateur LFS selon les Normes Ouaknine

LFS	Minimum	Moyenne	Maximum	Standard Déviation
Yeux Ouverts	0,45	0,82	1,9	0,20
Yeux Fermés	0,12	0,83	2,46	0,24

Néanmoins, le descripteur LFS ne nous renseigne pas sur le point de savoir si l'augmentation ou la diminution de sa valeur est liée à une variation de l'activité musculaire. Pour cela, nous utilisons la **Vitesse Moyenne** (Vm) du CdP et ses **Variations de Vitesse** (VV) afin de compléter les descripteurs de performance relevés sur l'athlète.

4.2.2.1.f Vitesse Moyenne du CdP

La Vitesse Moyenne (V_m) correspond à la longueur totale du tracé (L) par unité de temps (secondes). Sa valeur s'exprime en mm/s (Tableau n°6). Dans notre étude, le temps d'acquisition a été identique pour tous les enregistrements, ce qui nous a permis de comparer la significativité des variations observées.

Tableau n°6 : Indicateur Vitesse Moyenne selon les Normes Ouaknine

V_m (mm/s)	Minimum	Moyenne	Maximum	Standard Déviation
Yeux Ouverts	4,1	7,8	23,7	2,9
Yeux Fermés	4,4	10	41,2	4,64

4.2.2.1.g Variance de la Vitesse (VV)

La variable VV décrit l'écart quadratique moyen de la vitesse par rapport à sa moyenne. Sa valeur s'exprime en mm^2/s^2 (Tableau n°7). Cela pourrait traduire le tonus et la raideur musculaire des Triceps (Grini-Grandval *et al.* 2000), muscles qui contrôlent les déplacements du CdP.

Tableau n°7 : Indicateur Variation de Vitesse selon les Normes Ouaknine

VV (mm^2/s^2)	Minimum	Moyenne	Maximum	Standard Déviation
Yeux Ouverts	4,80	28,5	472	39,1
Yeux Fermés	5,51	52,5	766	74,2

4.2.2.2 Les indicateurs posturaux de « stratégie »

Les oscillations du CdP expriment les « **stratégies** » mises en place dans le contrôle moteur de la régulation de l'équilibre. L'analyse fréquentielle spectrale du signal (FFT: Transformées Rapide de Fourier) permet de connaître la part active de chacune des boucles de régulation. La FFT sépare et classe les différentes oscillations par intensité de fréquence et donne, pour chacune d'elles, l'amplitude des oscillations. Selon Horak et Nashner (1986), les fréquences des oscillations posturales sont sous-tendues par la mise en jeu de boucles réflexes, plus ou moins longues, en fonction de la longueur des axones et du nombre de leurs neurones.

Une boucle courte en utilisation excessive engendre des oscillations à haute fréquence alors qu'une boucle longue entraîne plutôt des oscillations à basse fréquence. En accord avec Paillard *et al.* (2002), nous présumons que les basses fréquences (0-0,5Hz) représentent la régulation visuo-vestibulaire, les moyennes fréquences (0,5-2Hz) celles d'une participation cérébelleuse et enfin les hautes fréquences (2-20Hz) indiqueraient la participation du système proprioceptif (boucle myotatique). L'analyse spectrale rend compte de l'activation préférentielle des boucles de régulation par un individu afin d'assurer son équilibre dans les trois plans de l'espace (Wx, Wy et Wz). Chez un sujet sain et en position statique, les spectres fréquentiels sont constitués principalement de basses fréquences. Il ne faut pas en conclure que les sujets sains n'utilisent pas les boucles myotatiques dans la régulation de leur tonus musculaire mais plutôt que le seuil de sensibilité des boucles courtes (myotatiques) est plus faible que le seuil des boucles longues.

4.3 Activité physique et fonction d'équilibration

Dans le domaine du sport, l'entraînement et l'apprentissage du geste sportif participent à l'amélioration du contrôle postural (Perrin *et al.* 1998 ; Perrot *et al.* 1998). Selon Mesure (1993), les athlètes entraînés utilisent une stratégie posturale plus adaptée à la tâche d'équilibration demandée. Plus exactement, la pratique d'une activité physique permet d'améliorer l'intégration et l'utilisation des informations de nature proprioceptive et extéroceptive afin de contrôler la posture (Albinet *et al.* 2006).

4.3.1 Intensité de l'activité physique

L'intensité de l'activité physique est une donnée importante dans la recherche des effets d'un exercice sportif sur la fonction d'équilibration car elle introduit la notion de « fatigue musculaire ». La fatigue musculaire a été définie comme étant une « diminution de la force de contraction volontaire d'un muscle » et « les mécanismes responsables de la réduction de la force de contraction dépendent du caractère de la tâche induisant la fatigue » (Enoka 2012).

De nombreux auteurs se sont intéressés aux effets de la fatigue sur la fonction d'équilibration. A cet égard, l'étude de Nardone *et al.* (1998) a montré que la

réalisation d'un exercice de fatigue prolongé par une marche rapide de 25 minutes entraîne une altération des oscillations corporelles. De même, Bove *et al.* (2005) ont démontré qu'un exercice intense sur un tapis roulant peut dégrader l'équilibre corporel et entraîner une fatigue importante. Enfin, Vieira *et al.* (2016) ont déterminé qu'une fatigue générale induite par un test incrémental maximal de marche modifie négativement la stabilité posturale.

Pour autant, l'étude « *fatigue effects on body balance* » de Nardone *et al.* (1997) a montré que lorsqu'un exercice était effectué en-dessous du seuil anaérobie estimé de l'individu, les effets sur la fonction d'équilibration étaient négligeables. Plus exactement, les auteurs ont évalué sur 13 participants les effets de l'intensité de l'activité physique sur la fonction d'équilibration à partir des descripteurs posturaux de Surface et de Longueur. Pour ce faire, les sujets ont réalisé deux protocoles espacés l'un de l'autre de quatre jours pour respecter une période de récupération. Le premier protocole a consisté à augmenter la fréquence cardiaque au-dessus du seuil anaérobie de chaque individu afin de provoquer une fatigue intense, alors que le deuxième protocole a eu pour objectif de maintenir la fréquence cardiaque à 60% maximum de la fréquence cardiaque maximale. Les résultats de l'étude ont indiqué une augmentation des oscillations posturales lorsque l'intensité de l'activité physique était élevée, ainsi qu'un effet négligeable sur les paramètres Longueur et Surface lorsque l'intensité était faible. De plus, l'étude a révélé que la répétition des essais lors d'un exercice peu intense améliorerait la fonction d'équilibration. Les auteurs ont défendu l'idée que l'effet de la fatigue sur la fonction d'équilibration était dépendant du type d'exercice et de l'intensité du travail. Ces résultats ont confirmé les travaux de Tarantola *et al.* (1997) qui ont étudié l'impact de la répétition d'une tâche sur la stabilité posturale. Dans le cadre de leur étude, ils ont effectué 10 enregistrements consécutifs en position debout sur une plateforme dynamométrique. Les résultats ont indiqué une amélioration de la fonction d'équilibration pouvant engendrer une optimisation de la performance motrice.

4.3.2 Adaptations neuro-sensorielles à l'activité physique

L'activité physique semble améliorer l'équilibration corporelle, notamment par le phénomène de la répétition des exercices. En ce sens, plusieurs études (Melzer *et al.* 2003 ; Lamothe & Van Heuvelen 2012 ; Paillard 2014) ont montré que les individus pratiquant une activité sportive régulière et depuis de nombreuses années présentaient une bien meilleure capacité d'équilibration que des individus sédentaires. L'exercice physique comme l'activité sportive tendent à maintenir la capacité fonctionnelle de l'appareil locomoteur. Cette amélioration de la force musculaire associée à des exercices multi-sensoriels entraîne de grandes améliorations posturales (Jeandel & Vuillemin 2000). Selon Lord *et al.* (1995), l'exercice peut produire une amélioration de la fonction sensorimotrice de l'individu. Plus exactement, les exercices d'équilibration permettent d'améliorer la proprioception. La bonne fonction d'équilibration des sportifs résulte des actions ou mouvements répétés qui influencent la réponse motrice et notamment la proprioception. L'entraînement des athlètes élités améliore les performances d'équilibration par des adaptations neurologiques en diminuant le rôle du système visuel au profit du système proprioceptif (Hrysomallis 2011). L'étude de Taube *et al.* (2008) nous indique que l'entraînement peut améliorer la plasticité des réflexes spinaux qui sont essentiels dans le contrôle de la fonction d'équilibration (Figure n° 8). En effet, les informations sensorielles recueillies par les référentiels visuel, vestibulaire et proprioceptif sont intégrées par le Système Nerveux Central (SNC). Concernant le système proprioceptif, les changements de longueur du muscle résultant d'une modification posturale sont signalés par les fibres afférentes Ia et II (non illustrée) qui prennent leur origine au niveau du Fuseau Neuro-Musculaire. Cette information est transmise aux centres spinaux et supra-spinaux. La première réponse compensatoire (réflexe de courte et moyenne latences) se produit au niveau spinal. Puis, après approximativement 90 - 100 millisecondes, la réponse provenant du cortex moteur (réflexe de longue latence) et empruntant la voie cortico-spinale (CST) apparaît.

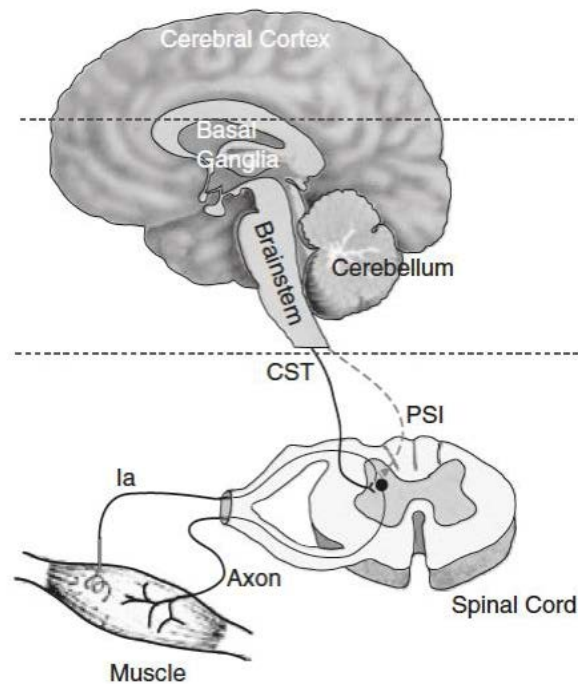


Figure n°8 : Illustration simplifiée des adaptations de la fonction d'équilibration pendant une tâche posturale (d'après Taube et al. 2008)

Les auteurs précisent que l'exercice physique répété et régulier diminue progressivement l'activité corticale au profit d'une augmentation de l'activité sous-corticale (cervelet). Autrement dit, l'entraînement de la fonction d'équilibration réduit l'excitabilité du réflexe spinal par une augmentation de l'inhibition pré-synaptique des voies afférentes Ia (PSI). En effet, l'inhibition du réflexe musculaire d'étirement peut améliorer la co-contraction des muscles agonistes-antagonistes qui a pour conséquence d'augmenter la raideur articulaire et qui entraîne une augmentation de la stabilité posturale.

De tout ceci, il ressort que l'activité physique régulière améliore la fonction d'équilibration. Chez les sportifs, plus le niveau de compétition augmente et plus la qualité du contrôle de l'équilibration augmente. C'est le cas par exemple pour les footballeurs professionnels qui présentent une meilleure fonction d'équilibration que des footballeurs amateurs (Paillard & Noe 2006), et de même entre des footballeurs de niveau national et de niveau régional (Paillard *et al.* 2006).

La modulation des réflexes spinaux joue un rôle primordial dans l'amélioration de la fonction d'équilibration (Taube *et al.* 2008). Cette modulation est dépendante de l'intensité de l'exercice mais également de la répétition de l'exercice (Nardone *et al.*

2007). La pratique d'un exercice physique permet d'augmenter la force musculaire et la vitesse de contraction du muscle (Jeandel & Vuillemin 2000), d'augmenter la raideur musculaire (Taube *et al.* 2008), et de modifier les stratégies posturales en développant la capacité soit à substituer rapidement l'utilisation d'un référentiel sensoriel à un autre, soit à renforcer préférentiellement un référentiel sensoriel (Mesure *et al.* 1994). Nous partons donc de l'hypothèse expérimentale que la réalisation d'un concours de triple saut influence la qualité et le contrôle de la station debout dans le sens d'une optimisation de la fonction d'équilibration.

5. Le pied : organe de la performance dans le triple saut

Support du corps, le pied, par la pression de la zone d'appui, détermine une réaction s'opposant à la gravité. Dès lors, le pied apparaît comme l'organe permettant de régler la position du centre de pressions de l'appui par rapport au centre de gravité (Bessou *et al.* 1996). De plus, dans la dynamique, le pied participe à la propulsion du corps.

L'anatomie et la physiologie du pied mettent en évidence que ce dernier est un des organes de la performance à la fois d'un point de vue statique et dynamique. Pour déterminer son rôle, nous allons d'abord présenter le pied comme organe de sustentation (5.1) puis le pied comme organe sensoriel (5.2).

5.1 Le pied comme organe de sustentation

Le pied de l'Homme requiert, d'une part, une fonction essentielle dans la station debout et, d'autre part, une morphologie adaptée présentant l'existence d'une voûte plantaire qui lui donne toute sa singularité.

5.1.1 Anatomie fonctionnelle du pied

La disposition anatomique du pied est directement liée à ses impératifs fonctionnels, à savoir la station debout, la marche, la course et le saut. Pour réaliser ses différentes fonctions, le pied dispose de 26 os organisés en trois massifs osseux : le tarse, le métatarse et les phalanges (Figure n°9).

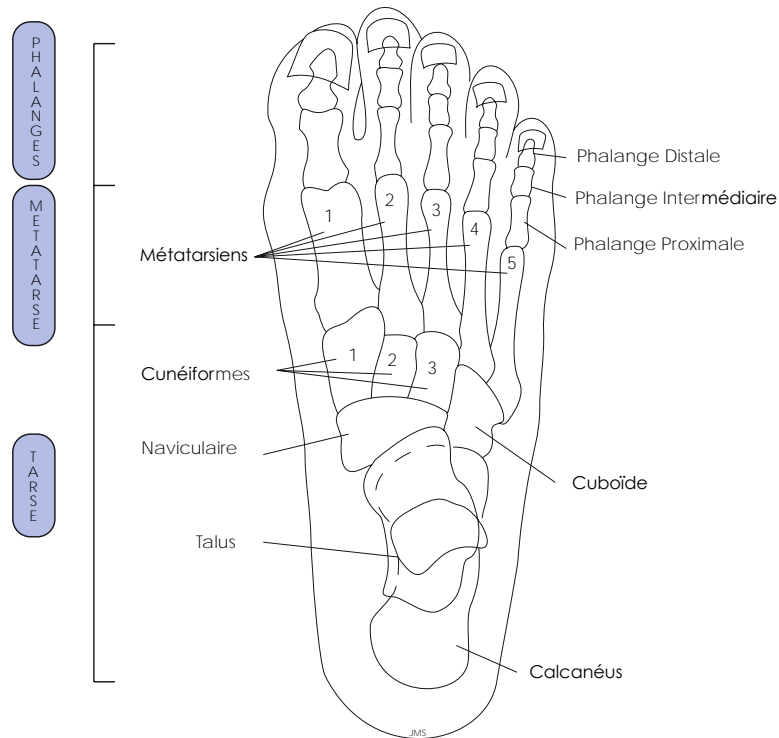


Figure n°9 : Assemblage osseux du pied

La partie postérieure du pied (ou tarse postérieur) est étroite et formée par la superposition de deux os courts et volumineux : le talus et le calcaneus.

Le tarse postérieur se prolonge vers l'avant par la juxtaposition des cinq os courts du tarse antérieur que l'on nomme le naviculaire, le cuboïde et les trois os cunéiformes.

De l'extrémité antérieure du tarse se dégagent cinq colonnes osseuses parallèles. Ces dernières constituent le métatarse et donnent naissance, à la partie distale du métatarse, aux trois phalanges composant les orteils à l'exception de l'hallux qui n'en possède que deux. Au regard de sa disposition osseuse, le pied se présente comme étroit au niveau du tarse, la constitution de celui-ci laissant apparaître peu d'os courts mais volumineux. En revanche, le métatarse et les phalanges évasent le pied en raison, notamment, du grand nombre d'os longs et fins qui le composent. Cet assemblage osseux laisse apparaître une arche concave vers le bas nommée voûte plantaire ou arche longitudinale médiale du pied. Elle est composée d'arrière en avant par le talus, le naviculaire, les trois cunéiformes et les trois premiers métatarsiens.

Selon Dolto (2006), l'arche longitudinale médiale correspond à la partie supéro-médiale du pied que cet auteur nomme pied talien. La colonne osseuse talienne a

pour vocation la mobilité. A l'opposé, le calcanéus, le cuboïde et les deux derniers métatarsiens forment la partie inféro-latérale du pied que cet auteur appelle pied calcanéen. La partie osseuse calcanéenne a pour vocation la stabilité (Figure n°10).

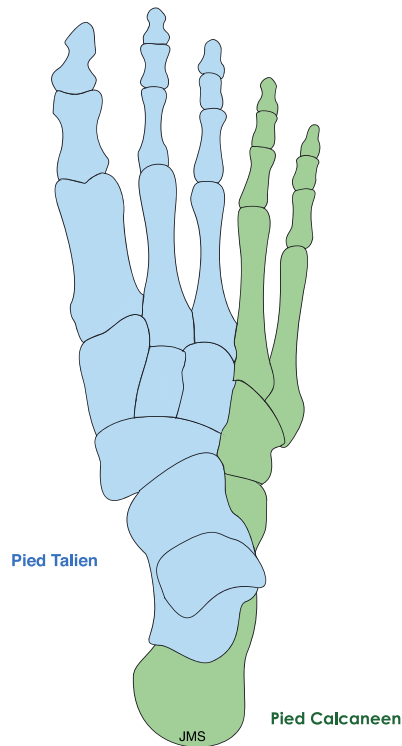


Figure n°10 : Division du pied en deux pieds : pied talien et pied calcanéen (selon Dolto)

La superposition du talus et du calcanéus met en évidence le fait que la capacité et la qualité de mobilité de la colonne supéro-médiale dépend de la bonne stabilité de la partie inféro-latérale du pied. Autrement dit, le pied talien prend appui sur le pied calcanéen qui joue le rôle de base d'appui.

En somme, la forme et la fonctionnalité de la voûte plantaire sont dépendantes de la bonne stabilité des os sur lesquels elle repose.

5.1.2 Les fonctions du pied

La vocation fonctionnelle du pied impose deux aspects : la statique, afin de maintenir l'appui, et la dynamique, afin d'assurer la locomotion (Bonnell, 2003).

La souplesse de la voûte plantaire est déterminante pour assurer les fonctions du pied. Elle permet à celui-ci d'absorber toutes les contraintes imposées à la fois par la statique et la dynamique.

La **statique** assure deux rôles essentiels au pied ; à savoir l'adaptation et la stabilisation. Plus précisément, l'adaptation permet au pied de moduler sa forme en fonction, d'une part, de la variabilité de la charge supportée et, d'autre part, de l'irrégularité du terrain sur lequel il prend appui.

En revanche, la stabilisation permet de conserver la forme « adaptative » du pied dans le but de maintenir l'équilibre. En ce sens, le pied possède un compromis biomécanique entre une « souplesse contrôlée » le rendant adaptable et une « rigidité structurelle » le rendant stable.

La **dynamique** offre quant à elle un double rôle au pied avec l'amortissement et la propulsion.

L'amortissement correspond à une « adaptation dynamique » du pied répondant à des contraintes d'appui inconstantes et emmagasinant l'énergie potentielle induite par le mouvement.

La propulsion permet le déplacement du corps dans l'espace en restituant l'énergie emmagasinée lors de l'amortissement.

La vocation fonctionnelle du pied est donc de répondre à chaque instant aux forces exercées par le corps ou par le sol dans un but d'adaptabilité et de stabilité. L'arche longitudinale médiale du pied est l'élément actif de cette vocation (Headlee et *al.* 2008).

5.1.3 Les systèmes amortisseurs du pied

La fonction d'un amortisseur est de réduire les pics de forces apparaissant lors de l'impact en augmentant la durée du transfert de quantité de mouvement. Autrement dit, cette fonction permet au pied de pouvoir supporter, répartir et transférer les forces de compression, de cisaillement et de torsion durant l'appui. A ce titre, les

structures anatomiques du pied s'agencent en poutres cintrées ou arches sur lesquelles alterne la charge de l'appui. La construction anatomique du pied présente des asymétries d'agencement afin de mieux contrôler les composantes rotatoires des mouvements. Au niveau du pied, il existe trois porte-à-faux permettant à la fois de prévoir le sens du déséquilibre mais également d'organiser les moyens de rééquilibrage de façon efficiente.

5.1.3.1 Le porte-à-faux de l'arrière-pied

La superposition du talus et du calcanéus laisse apparaître un décalage latéral dans l'articulation subtalaire. Il existe donc un complexe osseux de l'arrière-pied instable entre la charge corporelle reçue par le talus et le point d'appui du calcanéus au sol. Cela provoque un couple éverseur passif de l'arrière-pied (Figure n°11). Ce moment d'éversion de l'arrière-pied est le point de départ de la déformation de l'arche longitudinale médiale du pied permettant d'emmagasiner l'énergie potentielle liée à l'appui.

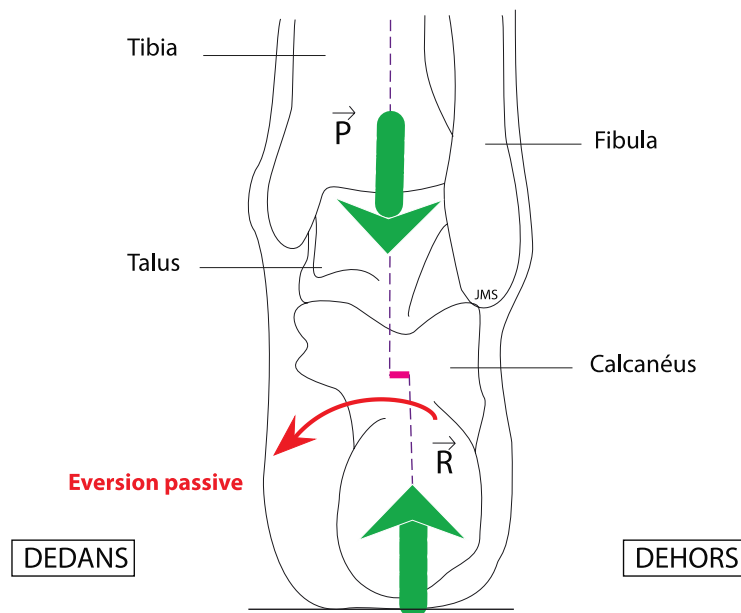


Figure n°11 : porte-à-faux de l'arrière-pied provoquant une éversion passive de l'arrière-pied

5.1.3.2 Le porte-à-faux du médio-pied

Le médio-pied, composé de 5 os juxtaposés, est la zone anatomique du pied qui relie l'arrière-pied avec l'avant-pied. Cet ensemble osseux est comparé à une **barre de torsion** dont les deux extrémités médiale et latérale sont reliées à deux bras de leviers antérieur et postérieur (De Doncker & Kowalski, 1979). Le bras de levier antérieur est formé par la palette métatarsienne médiane (M2 et M3) alors que le bras de levier postérieur est constitué par le calcanéus. Il en ressort que la barre de torsion appartient à la fois au pied talien et au pied calcanéen. De ce fait, le décalage latéral du calcanéus par rapport à la position médiale du pied talien crée un porte-à-faux et entraîne un moment d'éversion du médio-pied (Figure n°12).

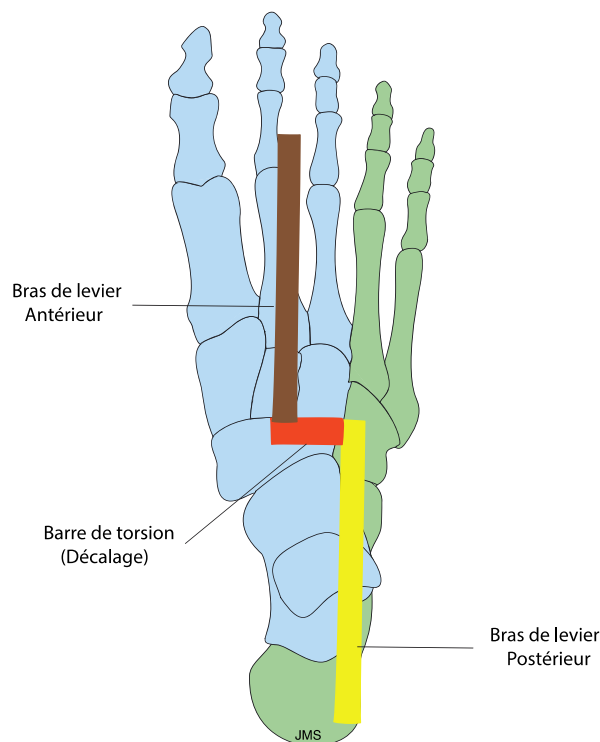


Figure n°12 : porte-à-faux du médio-pied provoquant une éversion passive du médio-pied

L'éversion médio-tarsienne se réalise principalement dans la partie médiale de l'arche médiale du pied. En ce sens, le pied talien présente une mobilité décroissante au fur et à mesure que l'on se rapproche de la tête de M1 alors que, à l'opposé, le pied calcanéen est de plus en plus mobile vers la partie distale de M5 (Maestro et al. 2010). A ce titre, l'os cuboïde apparaît comme un os essentiel dans le bon fonctionnement du porte-à-faux medio-tarsien et se définit comme un véritable point

d'ancrage latéral pour l'arche longitudinale médiale du pied (Bourdiol, 1980). Son environnement osseux, ligamentaire et musculaire offre à l'os cuboïde une stabilité lui permettant de soutenir le naviculaire et les cunéiformes (Figure n°13).

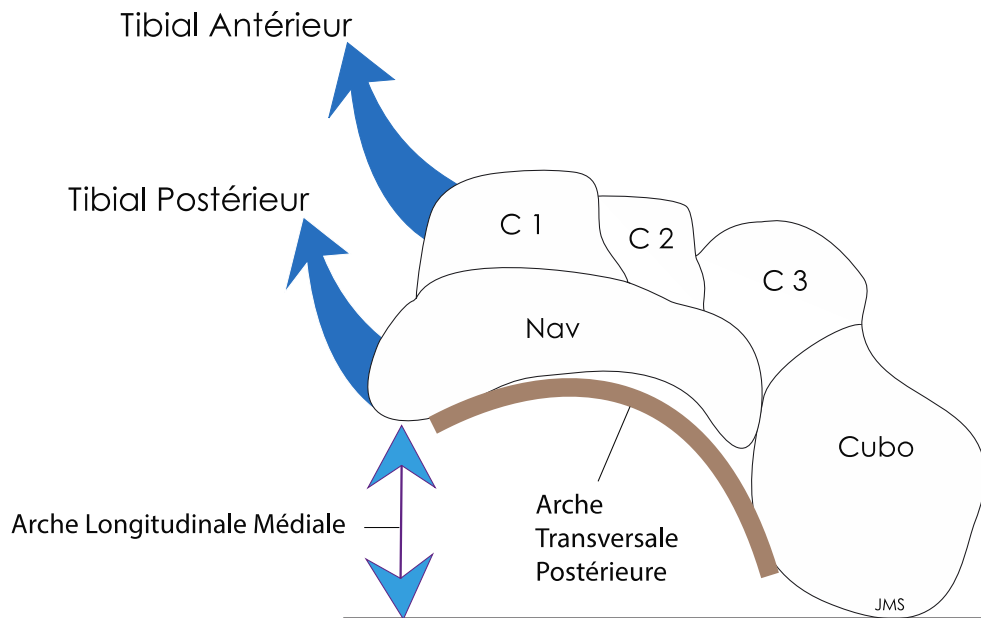


Figure n°13 : l'os cuboïde comme point d'ancrage de l'arche longitudinale médiale du pied

Tout d'abord, le cuboïde est le seul os de la partie latérale du tarse antérieur du pied en opposition avec le reste des os composant ce massif osseux. Son unicité et son volume le rendent facilement stabilisable. Ensuite, coincé entre le calcaneus et les deux derniers métatarsiens, le système ligamentaire, notamment plantaire, solidarise le cuboïde avec les os environnants. Enfin, le système musculaire permet à la fois une sustentation par le passage du muscle Long Fibulaire le long de la face inférieure du cuboïde, une cohésion avec le muscle Tibial Postérieur et un calage par traction postérieure des métatarsiens latéraux sur le calcaneus réalisé par les muscles Court Fibulaire et Troisième Fibulaire.

De nombreux auteurs ont souligné le rôle important de l'os cuboïde dans le bon fonctionnement du porte-à-faux médio-tarsien et son étroite liaison avec l'arche longitudinal médiale du pied.

Selon Ledos (1956, p.71) : « *cette arche (...) prend appui sur la partie latérale interne du cuboïde* ».

Pour Lelièvre (1981, p.37), la stabilité de l'arche médiale du pied est assurée par une zone de solidité osseuse correspondant à l'imbrication des os de la première rangée du tarse avec les bases métatarsiennes. Cet assemblage forme un arc-boutant qui « *s'appuie en dehors sur le cuboïde (...). Par l'intermédiaire du calcanéum, le cuboïde est en rapport indirect avec l'astragale (talus). Sa forme en coin - écrit Destot - en fait la clé de voûte aussi bien dans le sens antéro-postérieur que dans le sens latéral* ».

Il en ressort alors que l'os cuboïde se présente non seulement comme une base d'appui, mais également comme un acteur essentiel de la bonne cinématique des porte-à-faux de l'arrière-pied et du médio-pied.

L'os cuboïde possède donc une « mobilité physiologique » proportionnelle à la charge corporelle reçue et dont l'arche longitudinale médiale dépend. Dans un but fonctionnel, la mobilité de l'os cuboïde se doit d'être contrôlée par le système musculaire intrinsèque et extrinsèque du pied. Ainsi, la fonction de souplesse de l'arche longitudinale médiale dépend de la mobilité contrôlée du cuboïde. Elle dépend également de la qualité visco-élastique tant des muscles extrinsèques de la jambe qui la suspend dans sa partie médiale que des muscles intrinsèques qui assurent la cohésion osseuse.

De tout ceci il résulte que l'os cuboïde est le lien des deux porte-à-faux sagittaux de l'arrière et du médio-pied. L'action physiologique de ces deux mécanismes est dépendante de la stabilisation et du bon fonctionnement de l'os cuboïde.

5.1.3.3 Le porte-à-faux de l'avant-pied

La palette métatarsienne se compose de cinq os longs, juxtaposés, dont la disposition forme un porte-à-faux horizontal. En effet, la position des têtes métatarsiennes forme un arc concave vers le bas. Cette parabole est la partie distale de l'arche transversale postérieure constituée au niveau du médio-pied par la position anatomique de l'os cuboïde et de l'os naviculaire. Autrement dit, l'arc métatarsien antérieur est dépendant de la bonne position du couple cuboïde-naviculaire. Chaque métatarsien constitue un bras de levier dont la jonction postérieure se fait au niveau du médio-pied. De Doncker & Kowalski (1979) ont partagé la palette métatarsienne en trois zones asymétriques : la palette médiale (M1), la palette médiane (M2-M3) et la palette latérale (M4-M5). Dans cette

disposition, nous devons noter la place particulière de la palette médiane (M2-M3) qui constitue à la fois l'axe anatomique du pied mais également le bras de levier antérieur du porte-à-faux médio-tarsien (Figure n°14). Ces mêmes auteurs ont illustré la mobilité relative des trois palettes métatarsiennes. Depuis leurs données, De Doncker & Kowalski ont conclu que la palette métatarsienne médiane était presque immobile, que la palette médiale a une grande mobilité notamment dans le plan frontal et enfin que la palette latérale possède la plus grande mobilité.

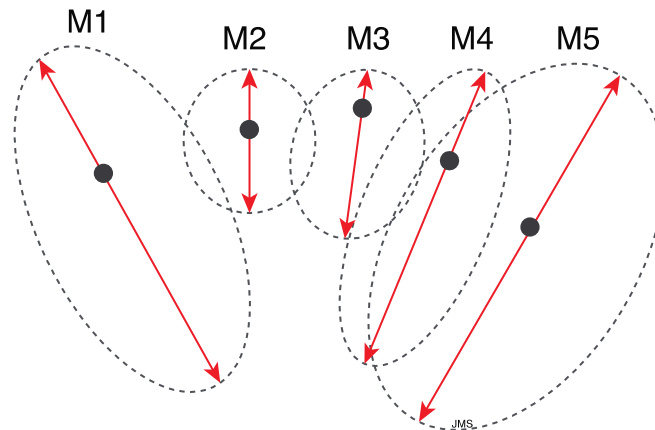


Figure n°14 : Amplitude de mouvement des métatarsiennes (selon De Doncker & Kowalski, 1979)

Autour de cette palette médiane, nous pouvons noter une asymétrie d'appui entre la palette médiale et la palette latérale. En effet, la surface d'appui est plus importante sous la palette latérale car elle est constituée des têtes du 4^{ième} et 5^{ième} métatarsiens alors que la palette médiale possède uniquement la tête du 1^{ier} métatarsien. Cette asymétrie d'appui autour de l'axe anatomique du pied crée un moment inverseur de l'avant-pied (Figure n°15). L'influence du porte-à-faux horizontal de l'avant-pied est contraire à l'effet des autres porte-à-faux de l'arrière-pied et du médio-pied. Cela engendre ainsi une torsion du pied qui permet la mise en tension des arches longitudinales du pied.

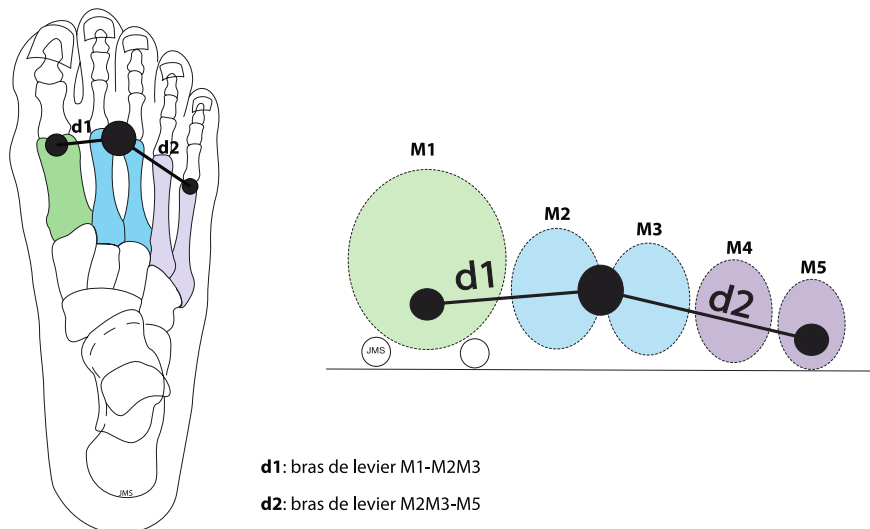


Figure n°15 : Mobilité de la palette métatarsienne (selon De Doncker & Kowalski, 1979)

5.2. Le pied comme organe sensoriel

L'adaptation anatomique du pied lors de l'appui permet de développer la fonction d'équilibration (Thoumie, 1999).

Plus précisément, une telle adaptation assure, d'une part, la modulation de la position et de l'intensité de la force d'appui exercée au sol, d'autre part, l'ajustement du centre de pression par rapport à la position de la projection du centre de gravité.

Pour ce faire, le pied dispose de récepteurs sensoriels capables de renseigner le système nerveux central sur la position du point d'application des forces de pression au niveau de la surface d'appui (Kavounoudias et al., 1998).

Autrement dit, le pied possède une sensibilité recouvrant la perception et la transmission des stimuli externe et interne, ce qui permet le contrôle de l'équilibre postural (Kavounoudias et al., 2001 ; Mauer et al., 2001).

Ce traitement sensoriel se réalise à partir d'un système somesthésique composé de mécanorécepteurs dont la fonction est de détecter les stimuli mécaniques à la fois externe et interne. Plus exactement il existe des mécanorécepteurs externes dont la localisation cutanée et sous-cutanée assure la détection du toucher, des vibrations, de la pression et de la distension cutanée.

En complément, on retrouve des mécanorécepteurs internes, nommés propriocepteurs, qui fournissent des informations provenant du corps lui-même et notamment du système musculo-squelettique à savoir le muscle, le tendon et

l'articulation. Les propriocepteurs renseignent de manière précise et permanente sur la position dans l'espace des segments osseux les uns par rapport aux autres (Fitzpatrick, 2005).

Plus largement, le pied participe à former un « système » podal dont le rôle est essentiel dans le contrôle de la fonction d'équilibration. A ce titre, par sa contribution dans tous les domaines qui interagissent dans le contrôle de la fonction d'équilibration, le pied est un des organes de l'équilibration (Janin 2016).

5.3. La baropodométrie : outil d'évaluation dynamique des appuis

L'étude baropodométrique se réalise à partir d'une plateforme baropodométrique qui fournit des mesures, en fonction du temps, des forces, des pressions plantaires et des surfaces de contact qui s'appliquent sous le pied (Giacomozzi, C. 2010).

5.3.1. Intérêt de la baropodométrie

L'analyse dynamique des pressions plantaires mesure les paramètres mécaniques du pied pendant l'appui. D'après la troisième loi de Newton, le principe d'action-réaction, « *à toute force appliquée sur un objet correspond toujours une réaction de même grandeur mais de sens opposé* ». Lors de la marche, la course ou le saut, des forces interagissent entre le sol et le corps humain. La mesure des forces de contact au sol permet d'évaluer les charges externes auxquelles le corps est soumis durant la station debout immobile, la marche ou bien la pratique du sport. Toute perturbation, d'origine extérieure, du système locomoteur a des répercussions sur la distribution des forces agissant sur les surfaces d'appui plantaires. A cet effet, un outil d'évaluation objectif est nécessaire dans le but d'évaluer les stratégies fonctionnelles utilisées par le système locomoteur pour assurer l'équilibre dynamique du corps. Une analyse baropodométrique des pressions plantaires et des forces de réaction au sol permet d'évaluer, de manière dynamique et quantitative, la distribution des pressions plantaires. De plus, la connaissance de la distribution des pressions va orienter le choix thérapeutique pour un praticien thérapeute ou bien pour un entraîneur sportif, cela favorisera le développement d'un geste efficace et non iatrogène.

5.3.2. Le capteur capacitif

Nous avons choisi de décrire exclusivement le capteur capacitif car il s'agit du capteur qui compose la plateforme Footwork Pro que nous utilisons dans nos études. Le capteur de pression capacitif agit comme un condensateur sensible à la pression. Il est composé d'une plaque supérieure déformable, d'une plaque inférieure fixe qui sont toutes deux recouvertes d'une métallisation, et d'une cavité intermédiaire formée d'air ou d'élastomère qui se comporte comme un diélectrique entre les

plaques conductrices (Figure n°16). Si l'on applique une pression P , la plaque supérieure se déforme. La déformation de la plaque supérieure entraîne une variation de distance entre les deux plaques supérieure et inférieure. Cette déformation engendre une variation de la capacité électrique du capteur : on obtient alors une représentation de la pression appliquée en mesurant la capacité électrique qui existe entre les deux plaques.

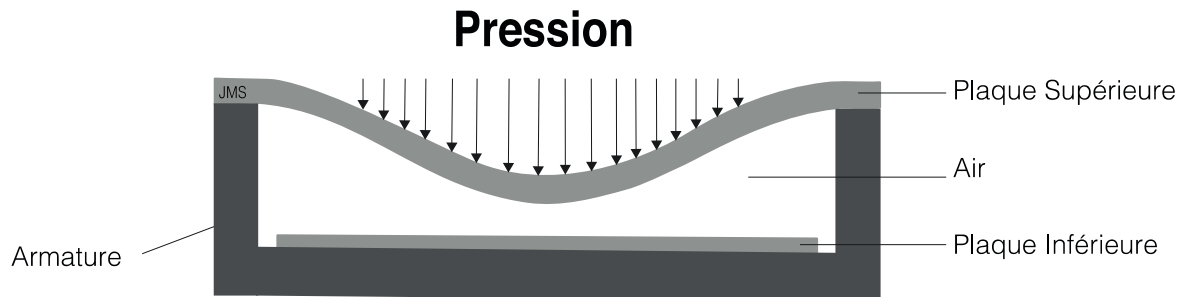


Figure n°16 : Capteur de pression capacitif (d'après Ratier P-N. 1993)

L'ensemble des informations fournies par les capteurs permet de cartographier le pied et ainsi d'indiquer la répartition et l'intensité des forces sous la surface du pied en contact avec le sol durant le pas. Autrement dit, le capteur de pression permet l'enregistrement de la pression plantaire exercée par le pied sur le sol. Dès lors, et dans une étude dynamique, il est possible de calculer le barycentre des pressions (Centre de Pressions : CdP). L'évolution, à la fois positionnelle et temporelle, du CdP constitue la trajectoire de la force verticale d'application au sol sur le pied (Nurse et *al.* 2001). Cela représente donc la progression de la ligne de charge lors de l'appui du pied au sol.

DEUXIÈME PARTIE

Expérimentations

EXPERIMENTATION 1

Analyse de l'influence d'un concours de triple saut sur la fonction d'équilibration

La **première expérimentation** a pour objectif de déterminer l'influence de la répétition de sauts sur la fonction d'équilibration. A ce titre, une étude stabilométrique a été entreprise afin de comparer les paramètres posturaux dit de « performance » et de « stratégie » de chaque athlète avant et après un concours de triple saut. La pratique du sport influence la fonction d'équilibration (Perrin *et al.* 1998, Mesure 1993). Plus le niveau de compétition est élevé et plus la qualité du contrôle de l'équilibration est efficace (Paillard et Noe 2006). Néanmoins, la pratique du sport n'affecte pas l'équilibre corporel de la même manière. En ce sens, la qualité et le contrôle de l'équilibre sont dépendants de l'intensité de l'exercice et de la nature du geste technique réalisé (Nardone *et al.* 1998). Il semble que la répétition d'une même tâche améliore la stabilité posturale (Tarantola *et al.* 1997). A ce jour, aucune étude n'a mis en évidence les effets sur la fonction d'équilibration de la succession des bonds et des essais dans la discipline du triple saut. Nous étudions part de l'hypothèse expérimentale que la répétition des bonds et des sauts influence de manière positive la qualité et le contrôle de la fonction d'équilibration.

Protocole expérimental

La station debout immobile est, d'un point de vue biomécanique, le maintien en équilibre d'une structure multi-segmentée naturellement instable. Cette instabilité est observable à partir des appuis plantaires au sol. Elle prend son origine des muscles anti-gravitaires qui, en travaillant de manière irrégulière, ont en charge le maintien postural des segments entre eux. Le résultat de ces activités régulatrices de contrôle inter segmentaire s'exprime par le maintien du Centre de Masse (CdM) tel que sa projection verticale se projette à l'intérieur du polygone de sustentation formé par les appuis des pieds au sol.

La projection au sol du Centre de Masse CdM et ses excursions (STKG) obtenus sur plate-forme stabilométrique renseignent le clinicien d'une part, sur les asymétries de la posture et d'autre part, sur la qualité de son contrôle.

Dans un premier temps nous présenterons la méthode employée pour effectuer les enregistrements (1.1), puis, dans un second temps, nous exposerons les résultats obtenus (1.2).

1.1 Méthode

Après avoir présenté les caractéristiques anthropométriques des participants (1.1.1), nous exposerons l'équipement ayant servi à l'enregistrement des données (1.1.2) et nous terminerons par décrire la procédure de l'expérimentation réalisée (1.1.3).

1.1.1 Participants

Pour cette expérience, aucun critère d'exclusion n'a été retenu. Ce sont donc 14 triple sauteurs (9 garçons et 5 filles) sains, sportifs de haut niveau et exempts de pathologies avérées qui se sont portés volontaires. Neuf participants ont été enregistrés au cours des Championnats de France Élites d'Athlétisme 2015 à Villeneuve d'Ascq du 10 au 12 juillet 2015 et cinq l'ont été au cours d'un concours organisé spécialement pour l'étude le 11 décembre 2015 au SUAPS de Limoges. Les conditions de test étaient donc comparables pour les deux groupes. Chaque participant a rempli librement sur un questionnaire les informations relatives à leur taille, masse, pointure, âge et jambe d'appel.

Tous les participants ont donné leur consentement écrit. Par ailleurs, les participants ont accepté, sans aucune réserve, l'exploitation et l'analyse de leurs résultats pour cette étude.

Les caractéristiques moyennes anthropométriques (Tableau n°8) ressortant des indications données par les participants sont les suivantes :

Tableau n°8 : Données anthropométriques des participants (n=14)

	Taille (cm)	Masse (kg)	Pointure (Eur)	Age (an)
Moyenne	173,3	67,7	42,4	23,6
Ecart-Type	6,7	9,7	2,4	5,1
Médiane	179,5	72,5	43,5	23
Coef. Variation	3,8%	14,4%	5,7%	21,8%

1.1.2 Équipement

Les enregistrements ont été effectués à l'aide des plateformes jumelles monopodes (cyber-sabots®). Les cyber-sabots® sont un outil de stabilométrie employé pour évaluer la statique et la dynamique humaine (Brevets 9915033 & 0600656, Maurice Ouaknine). Ils analysent la distribution des forces d'appui au sol, la répartition des masses sur chaque pied et le déplacement des Centres de Pressions (CdP) à l'intérieur du polygone de sustentation. Ce dispositif est constitué de deux sabots dynamométriques (un pour chaque pied, 340x130x31 mm) en alliage d'aluminium AU4G (Figure n°17).



Figure n°17 : Les plateformes jumelles monopodes

L'usage de deux plates-formes dynamométriques, une par pied, donne un accès quantifiable aux rôles respectifs des musculatures des chevilles et des hanches dans le contrôle de l'équilibre du Sujet, ce que la plate-forme simple ne sait pas faire

(Winter et *al.*, 1996). Ce dispositif permet également d'identifier le mécanisme de charge/décharge d'un pied par rapport à l'autre (Winter et *al.* 1993).

Chaque sabot se compose d'une plaque inférieure servant de socle et de deux plaques juxtaposées sagittalement, une antérieure et une postérieure. La plaque postérieure supporte le talon et la plaque antérieure reçoit l'avant-pied. La force verticale appliquée sur chaque plaque est mesurée par au moins un capteur de force et au minimum quatre jauges de contraintes montées en pont sur des poutres de flexion à moment constant de type balance électronique. La mesure de la charge transmet les forces d'appui en signal électrique (Figure n°18).

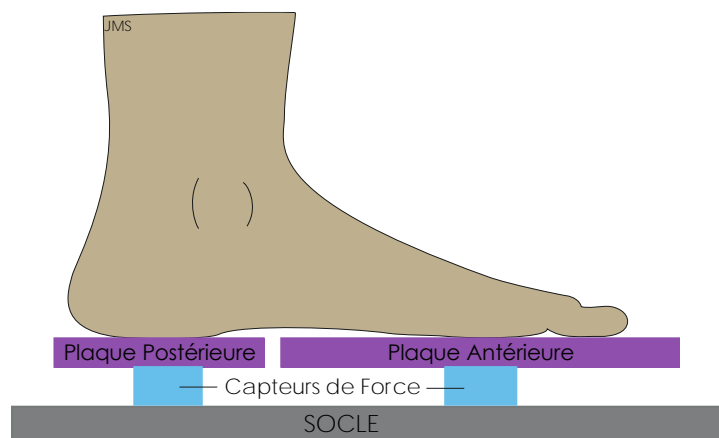


Figure n°18 : Constitution des cyber-sabots® (extrait du brevet 9915033)

La fréquence d'échantillonnage du signal est de 40 Hz de manière à restituer une analyse fréquentielle du signal fiable de 0 à 20 Hz. Un convertisseur A/D de 16 Bits code les variations de poids (Gagey et *al.* 2001, Scoppa et *al.* 2013). Un processeur assure la gestion des capteurs et de l'interface de communication avec le PC. Le logiciel SabotSoft® permet à l'expérimentateur de manipuler les données issues des enregistrements (Figure n°19).

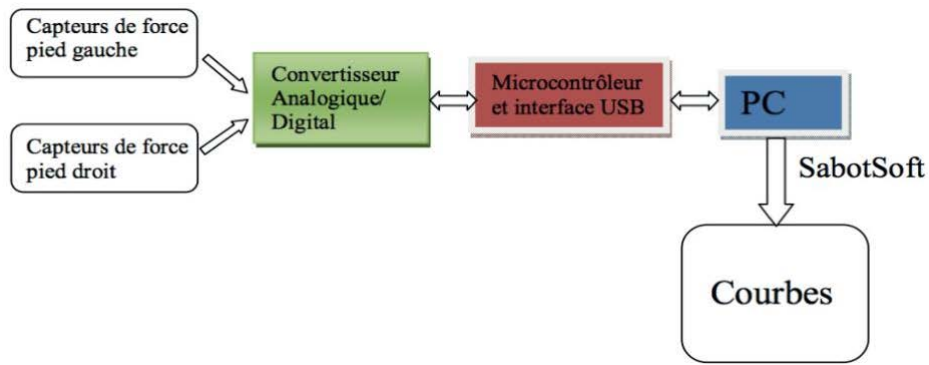


Figure n°19 : Chaîne de fonctionnement des sabots stabilométriques (extrait du brevet 9915033)

Chaque sabot exprime les coordonnées du CdP de chaque pied dans son propre référentiel. La détermination du CdP global dans le référentiel égo-centré se fait à partir des deux CdP partiels propre à chaque pied (Figure n°20).

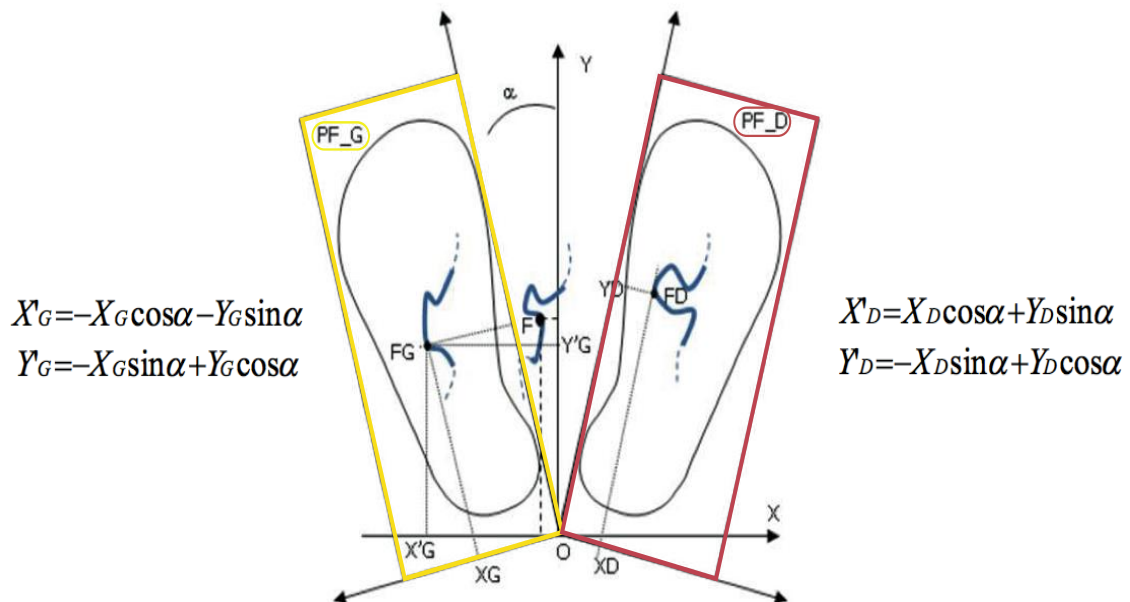


Figure n°20 : Détermination du CdP global dans le référentiel égo-centré à partir des données des plateformes jumelles monopodes (extrait du brevet 9915033)

La force F du pied droit (FD) a pour coordonnées X_D et Y_D dans son propre référentiel (Plateforme Droite : PF-D), et X'_D et Y'_D dans le référentiel égo-centré X₀Y. La force F du pied gauche (FG) a pour coordonnées X_G et Y_G dans son propre référentiel (Plateforme Gauche : PF-G), et X'_G et Y'_G dans le référentiel égo-centré X₀Y.

Au regard de l'asymétrie de mouvement dans le geste technique du triple saut, et notamment lors des trois bonds successifs, l'utilisation des plateformes jumelles

monopodes (cyber-sabots®) se justifie par le fait que la séquence posturale au cours d'un triple saut met en mouvement séquentiellement et de façon alternée les pieds "gauche" et "droit". La latéralité du pied d'appel du triple sauteur et du pied controlatéral choisis caractérise la stratégie du sauteur. Ce choix, de ce fait, induit une forme d'asymétrie fonctionnelle qu'il serait instructif d'évaluer spécifiquement le caractère à l'aide de descripteurs stabilométriques Ad Hoc.

1.1.3 Procédure expérimentale

Cette expérimentation a permis la mise en évidence de l'effet de la répétition de sauts et les modifications positionnelles du CdP qui en découlent à la suite d'un concours de triple saut. Nous avons utilisé les normes 85 (Gagey et *al.*, 1988) afin de standardiser une posture d'examen pour tous les participants et le *Clinical Stabilometry Standardization* de l'International Society for Posture and Gait Research (ISPGR) pour déterminer les paramètres cliniques, la fréquence d'échantillonnage et le temps d'acquisition des enregistrements (Scoppa et *al.*, 2013). Ceci nous a permis, après l'exploitation des données, de révéler l'effet de la succession de bonds lors d'un concours de triple saut, en premier lieu, sur les différents paramètres de **performance** (Xmoyen, Ymoyen, longueur (L), la surface (S) du statokinésigramme, LFS, Vitesse moyenne (Vm) et la Variation de Vitesse (VV) et, en second lieu, sur les paramètres de **stratégie** (Wx, Wy et Wz, énergie des oscillations posturales) mis en place par l'athlète.

Chaque participant a été enregistré dans les conditions expérimentales suivantes : les pieds nus sans chaussure avant le concours de triple saut (première condition, S1), les pieds nus sans chaussure après le concours de triple saut (seconde condition, S2). Nous avons réalisé un enregistrement de 51,2 secondes (Bove et *al.*, 2007; Chiari et *al.*, 2002; Gagey et *al.*, 1994) pour chaque condition. Les valeurs des paramètres posturaux ont été consignées par l'expérimentateur lors de chaque enregistrement par condition.

L'étude de Chevalier et *al.* (2012) démontre que les gestes cliniques sont opérateurs-dépendants, de sorte que les résultats d'une étude peuvent différer en fonction de l'opérateur. Pour cette raison les différentes manipulations qui suivent ont toujours été réalisées par le même expérimentateur. Durant la mesure, les participants devaient maintenir une position debout, immobile, fixant une cible distante d'un mètre afin de limiter les oscillations posturales (Maurer et *al.*, 2001 ; Lacour, 2013; Bove et *al.*, 2007). Nous avons aligné les pieds de chaque participant sur les sabots à l'aide du film sérigraphié présent sur les sabots.

Les instructions données lors de l'enregistrement étaient les suivantes : « *Tenez-vous aussi immobile que possible, ne parlez pas et regardez la cible* ». Zok et *al.* (2008) ont étudié l'effet des instructions sur les paramètres de la posture. Leurs

travaux ont investigué l'impact de deux instructions différentes sur la stabilité posturale que sont « *tenez-vous tranquillement* » et « *tenez-vous aussi immobile que possible* ». Leurs résultats ont montré que les instructions données aux participants ont influencé fortement les paramètres posturologiques. Plus précisément, les participants ayant reçu comme instruction « *tenez-vous tranquille* » présentaient une moins bonne stabilité que ceux qui répondaient à la consigne « *tenez-vous aussi immobile que possible* ».

L'objectif de l'étude a été de mettre en évidence, de manière objective grâce à l'utilisation de plateforme stabilométrique, l'effet d'un concours de triple saut sur la qualité et le contrôle de l'équilibre postural.

1.1.4 Analyse des données

1.1.4.a Méthode descriptive

Avant de présenter et d'analyser les données recueillies pour chaque condition, il convient de préciser quels sont les paramètres que nous avons utilisés pour étudier la distribution des variables mesurées. La moyenne et la médiane permettent de situer le "centre" de la distribution, alors que l'écart-type et le coefficient de variation sont des indicateurs de dispersion des observations autour de cette tendance centrale et nous renseignent sur l'homogénéité de la distribution.

Les résultats de l'étude sont présentés sous forme de tableau (Tableau n°9 *infra*) résumant pour les 14 participants et pour chacune des deux conditions expérimentales S1 et S2 (avant et après le triple saut) la distribution des différents descripteurs posturaux, à savoir des indicateurs de performances (Xmoyen, Ymoyen, Longueur, Surface, LFS, Vitesse moyenne, Variation de Vitesse) et des indicateurs de stratégies (analyses spectrales en x (Wx), y (Wy) et z (Wz)) des 14 participants et pour chacune des deux conditions expérimentales (S1 et S2).

1.1.4.b Méthode statistique

L'objectif de l'analyse statistique, réalisée à l'aide du logiciel Statistica (version 12, Statsoft France), est de savoir si les différentes variables obtenues au cours des deux conditions expérimentales sont significativement différentes. En ce sens, nous

avons comparé la performance des participants sous deux conditions (S1 et S2) et suivant l'hypothèse expérimentale que la réalisation d'un concours de triple saut influence la qualité et le contrôle de la station debout dans le sens d'une optimisation de la fonction d'équilibration. Nous avons donc réalisé une analyse intra-sujets en répétant des mesures sur la variable indépendante (présence/absence de répétition de sauts) sous deux conditions. Eu égard à l'absence de normalité (test de Shapiro-Wilk), à la faible cohorte étudiée ($n=14$) et à la forte dispersion autour de la valeur centrale observée lors de l'analyse descriptive, nous avons décidé de réaliser des tests non paramétriques, et notamment le Test de Wilcoxon, pour tester la signification statistique de la différence entre les scores obtenues respectivement sous les deux conditions expérimentales. Les valeurs de $p < 0,05$ ont été considérées comme significatives.

1.2 Résultats

1.2.1 Méthode descriptive

Eu égard à l'importance du placement technique de l'athlète pendant le triple saut, les développements qui suivent ont pour objectif de s'interroger sur le possible impact de la répétition de sauts à la fois sur la fonction d'équilibration de l'athlète, mais également sur le membre inférieur du côté du pied d'appel par rapport au membre contro-latéral opposé à l'appel.

Tableau n°9 : Valeurs moyennes des paramètres de performances des 14 participants suivant les deux conditions S1 et S2.

		Conditions	
		Avant le Concours (S1)	Après le Concours (S2)
X Moyen	Moyenne (mm)	7,54	6,03
	Ecart-Type (mm)	6,47	3,91
	Médiane (mm)	5,61	5,20
	Coefficient Variation (%)	85%	65%
Y Moyen	Moyenne (mm)	42,25	43,20
	Ecart-Type (mm)	14,68	9,43
	Médiane (mm)	41,1	42,62
	Coefficient Variation (%)	35%	22%

Deuxième Partie : Expérimentations

Analyse de l'influence d'un concours de triple saut sur la fonction d'équilibration

Longueur	Moyenne (mm)	555	464
	Ecart-Type (mm)	169,7	108,2
	Médiane (mm)	549	427,6
	Coefficient Variation (%)	31%	23%

Surface	Moyenne (mm ²)	243	207
	Ecart-Type (mm ²)	107,1	105
	Médiane (mm ²)	224,2	184,3
	Coefficient Variation (%)	44%	50%

LFS	Moyenne	1,14	0,98
	Ecart-Type	0,30	0,19
	Médiane	1,10	0,94
	Coefficient Variation (%)	26%	19%

Vitesse Moyenne	Moyenne (mm/s)	10,86	9,06
	Ecart-Type (mm/s)	3,28	2,11
	Médiane (mm/s)	10,72	8,35
	Coefficient Variation (%)	30%	24%

Variation Vitesse	Moyenne (mm ² /s ²)	54,69	38,1
	Ecart-Type (mm ² /s ²)	37,14	19,57
	Médiane (mm ² /s ²)	50,49	29,96
	Coefficient Variation (%)	68%	30%

Oscillations Totales Wx	Moyenne	17,86	15,78
	Ecart-Type	7,47	4,42
	Médiane	17	16
	Coefficient Variation (%)	42%	28%

Oscillations Totales Wy	Moyenne	23,21	20,36
	Ecart-Type	8,61	6,16
	Médiane	21,5	18,5
	Coefficient Variation (%)	37%	30%

Oscillations Totales Wz	Moyenne	50,78	39,57
	Ecart-Type	27,23	12,52
	Médiane	48,5	43
	Coefficient Variation (%)	54%	32%

L'analyse descriptive des données relatives de la moyenne et de la médiane nous indique une diminution de tous les indicateurs étudiés entre la condition S1 et la condition S2, à l'exception du Y Moyen.

Concernant la variabilité, les données indiquent une forte dispersion dans les deux conditions expérimentales. Cette dispersion est notamment due à certaines valeurs "extrêmes" relevées sur certains athlètes mais également et surtout à la faible taille de l'échantillon.

Cependant, les écart-types de tous les indicateurs sont en nette diminution ce qui pourrait orienter la conclusion vers une optimisation des performances en accord avec l'hypothèse de départ. En effet, moins la variabilité est grande et plus il est aisé de conclure que l'effet observé est significatif.

1.2.2 Méthode statistique

La présentation des résultats se déroule en deux temps : le premier temps montre l'analyse globale des indicateurs posturaux tandis que le deuxième temps expose ces mêmes indicateurs d'un pied (le pied d'appel) par rapport à l'autre pied (pied opposé à l'appel).

1.2.2.a Entre les deux conditions expérimentales (S1 et S2).

Concernant le résultat des **paramètres de performances** du CdP, l'analyse montre une diminution significative pour les indicateurs suivants : la Longueur (Figure n°21), le LFS (Figure n°22) et la Vitesse Moyenne (Figure n°23). S'agissant des autres indicateurs (Surface, Variation de Vitesse, X moyen et Y moyen) aucun effet significatif n'est relevé.

L'indicateur Longueur

La comparaison des données entre la condition S1 (avant concours) et la condition S2 (après concours), représentée par la Figure n°21, indique une réduction significative ($p=0,016$) de la longueur couverte par le CdP. La longueur diminue de 91 mm (16%) en moyenne dans la condition S2 par rapport à la condition S1.

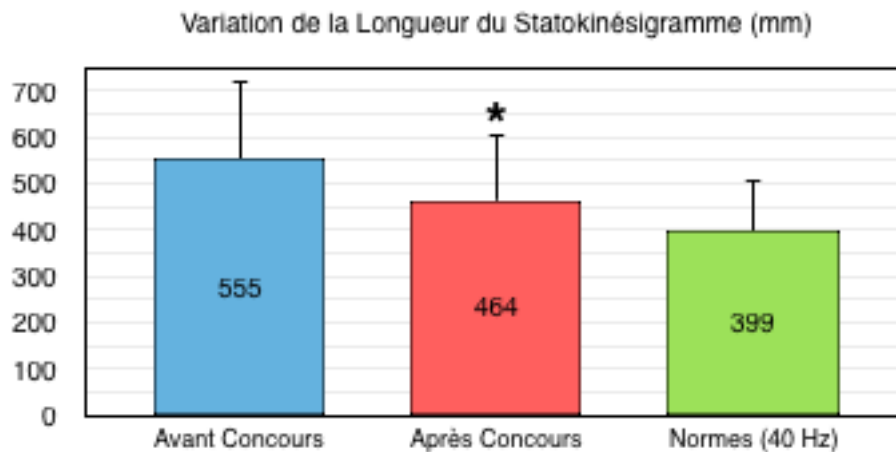


Figure n° 21 : Variation de la Longueur couverte par le CdP selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut. (* effet significatif).

L'indicateur LFS

La comparaison des données entre la condition S1 (avant concours) et la condition S2 (après concours), représentée par la Figure n°22, indique une réduction significative ($p=0,018$) du LFS. Le rapport LFS diminue de 0,16 (14%) en moyenne dans la condition S2 par rapport à la condition S1.

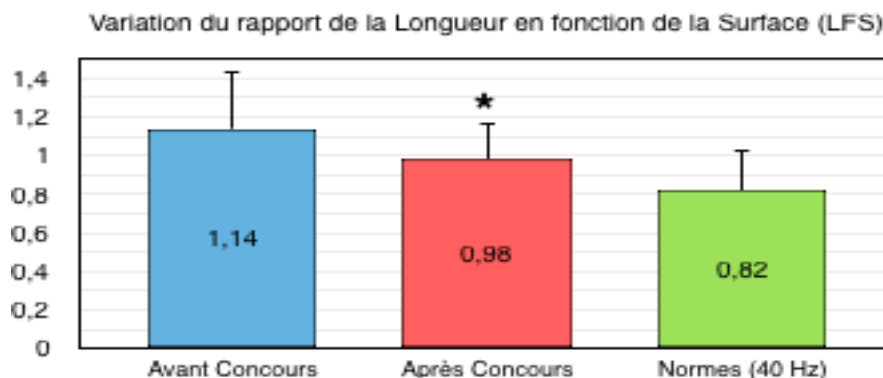


Figure n° 22 : Variation du LFS selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut. (* effet significatif).

L'indicateur Vitesse moyenne

La comparaison des données entre la condition S1 (avant concours) et la condition S2 (après concours), représentée par la Figure n°23, indique une réduction significative ($p=0,013$) de la vitesse moyenne du CdP. La vitesse moyenne diminue de 1,8 mm/s (17%) en moyenne dans la condition S2 par rapport à la condition S1.

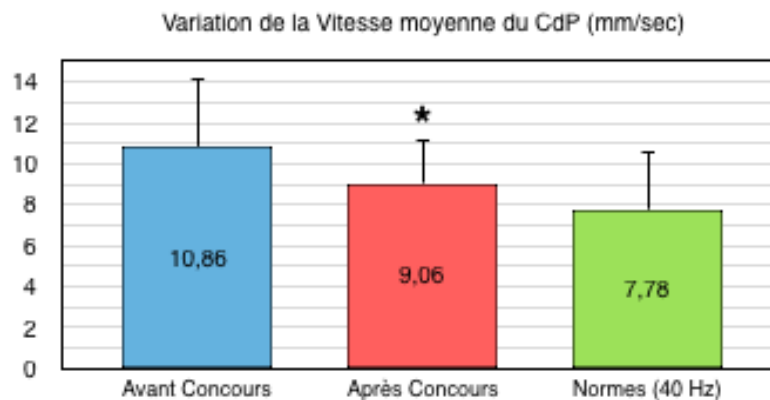


Figure n° 23 : Variation de la Vitesse Moyenne du CdP selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut. (* effet significatif).

Concernant le résultat des **paramètres de stratégies** dans l'analyse fréquentielle suivant les plans frontal (x), sagittal (y) et vertical (z), l'analyse montre une diminution significative uniquement pour la fréquence totale des oscillations posturales du plan vertical Wz (Figure n°24). S'agissant des oscillations dans les plans sagittal et frontal, aucun effet significatif n'est relevé.

Fréquence totale des oscillations posturales verticales

La comparaison des données entre la condition S1 (avant concours) et la condition S2 (après concours), représentée par la Figure n°24, indique une réduction significative ($p=0,009$) de la fréquence totale des oscillations posturales dans le plan vertical. La fréquence d'oscillation diminue de 11,21 Hz (22%) en moyenne dans la condition S2 par rapport à la condition S1.

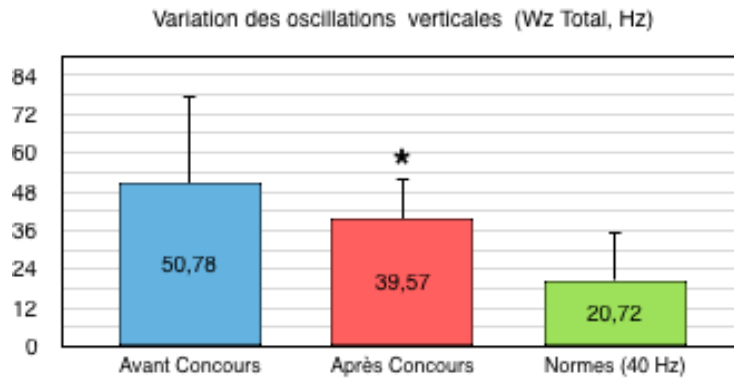


Figure n° 24 : Variation des oscillations posturales dans le plan vertical (Wz) selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut. (* effet significatif).

S'agissant du résultat des paramètres de stratégies dans l'analyse fréquentielle du plan vertical (z), l'analyse montre une diminution significative de la fréquence des oscillations posturales verticales pour la bande de hautes fréquences (2-20 Hertz). S'agissant des bandes de basses et moyennes fréquences, aucun effet significatif n'est relevé.

Fréquence des oscillations posturales verticales de la bande 2 à 20 Hertz

La comparaison des données entre la condition S1 (avant concours) et la condition S2 (après concours), représentée par la Figure n°25, indique une réduction significative ($p=0,038$) de la fréquence des oscillations posturales dans la bande de hautes fréquences (2 à 20 Hz). La fréquence d'oscillation dans la bande de hautes fréquences diminue de 7 Hz (17%) en moyenne dans la condition S2 par rapport à la condition S1.

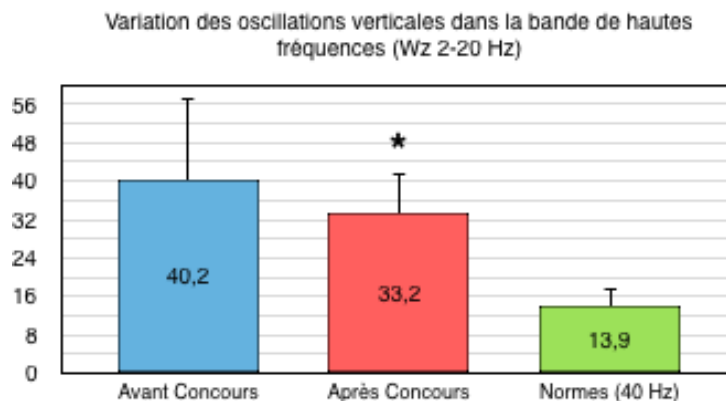


Figure n° 25 : Variation des oscillations posturales dans le plan vertical (Wz) dans la bande de hautes fréquences (2-20 Hz) selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut. (* effet significatif).

1.2.2.b Entre le pied d'appel et le pied controlatéral

Concernant le résultat des indicateurs posturaux du pied d'appel par rapport au pied controlatéral, l'analyse montre une diminution significative uniquement du pied d'appel pour les indicateurs suivants : la Longueur (Figure n°26) et la Variation de Vitesse (Figure n°27). S'agissant de l'indicateur LFS, une diminution significative a été relevée à la fois pour le pied d'appel ($p=0,006$) mais également pour le pied opposé au pied d'appel ($p=0,041$).

L'indicateur Longueur du tracé du CdP du pied d'appel

La comparaison des données concernant la longueur du tracé du CdP entre la condition S1 (avant concours) et la condition S2 (après concours), représentée par la Figure n°26, indique une réduction significative ($p=0,005$) de la longueur couverte par le CdP du pied d'appel. La longueur diminue de 102 mm (21%) en moyenne dans la condition S2 par rapport à la condition S1.

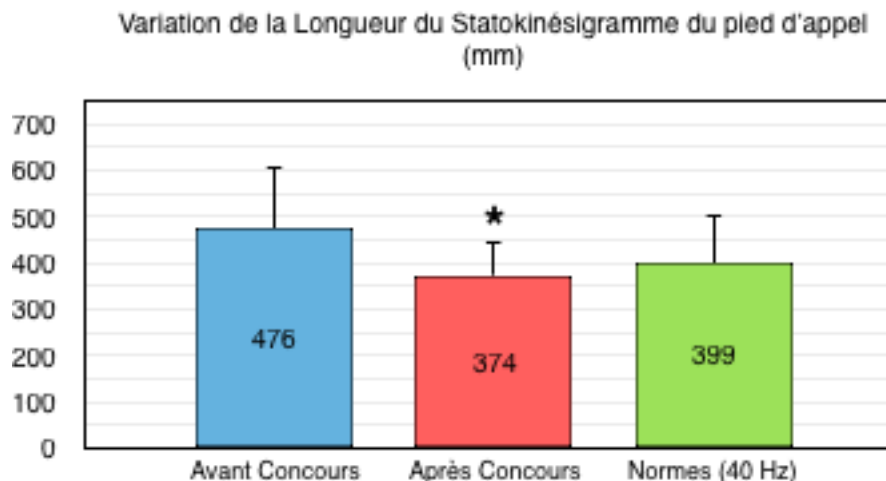


Figure n° 26 : Variation de la Longueur couverte par le CdP du pied d'appel selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut. (* effet significatif).

L'indicateur de la Variation de Vitesse du CdP du pied d'appel

La comparaison des données entre la condition S1 (avant concours) et la condition S2 (après concours), représentée par la Figure n°27, indique une réduction significative ($p=0,005$) de la variation de vitesse du CdP du pied d'appel. La variation de vitesse diminue de $20 \text{ mm}^2/\text{s}^2$ (36%) en moyenne dans la condition S2 par rapport à la condition S1.

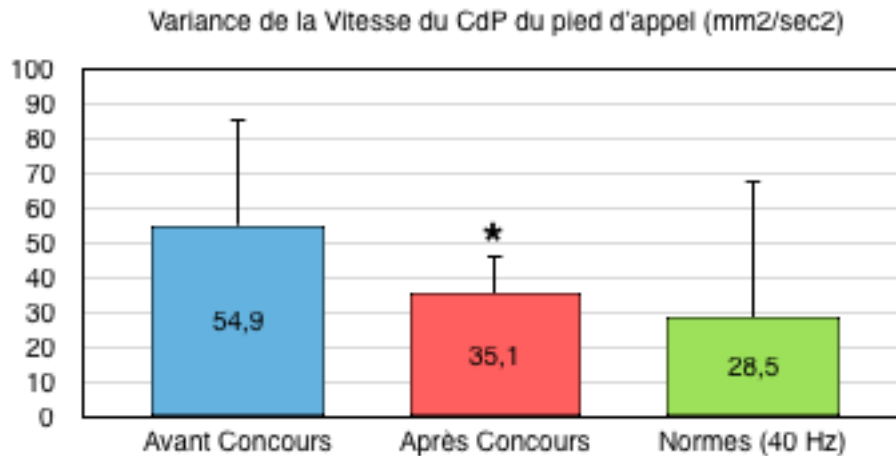


Figure n° 27 : Variation de la Longueur couverte par le CdP du pied d'appel selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut. (* effet significatif).

1.3 Discussion

L'objectif de cette étude a été de mettre en évidence les effets d'un concours de triple saut sur la fonction d'équilibration. Plus exactement, notre recherche s'est orientée vers l'influence possible de la répétition de sauts sur la qualité et le contrôle de l'équilibre postural.

D'un point de vue descriptif, les résultats ont révélé une diminution entre la condition S1 et la condition S2 de toutes les variables posturales, à l'exception du Y moyen. Les écart-types de toutes les variables ont également diminué ce qui montre une diminution de la variabilité.

D'un point de vue statistique, les résultats ont montré que la pratique du triple saut a entraîné une réduction significative à la fois des indicateurs de performance à savoir la Longueur du statokinésigramme (L), le LFS, et la Vitesse Moyenne (Vm) du CdP, mais également des indicateurs de stratégie comme l'énergie totale des oscillations posturales du plan vertical (Wz) et notamment celles de la bande fréquentielle de 2 à 20 Hz. De plus, les résultats de l'analyse entre le pied d'appel et le pied opposé ont indiqué une diminution significative de la Longueur du statokinésigramme et de la Variation de Vitesse (VV) en faveur du pied d'appel. Ces résultats confirment notre hypothèse expérimentale de départ selon laquelle la réalisation d'un concours de triple saut influence la qualité et le contrôle postural dans le sens d'une optimisation de la fonction d'équilibration.

Ce travail s'inscrit dans le prolongement des travaux antérieurs ayant mis en évidence, de manière générale, les effets d'une activité physique sur l'équilibre de l'homme debout (Lamoth *et al.* 2012, Nardone *et al.* 1997, Mesure 1993). Plus exactement, notre étude révèle que la pratique du triple saut n'entraîne pas de fatigue musculaire suffisante pour dégrader la fonction d'équilibration. Au contraire, l'activité du triple saut provoque une modification positive de la qualité et du contrôle de l'équilibre postural.

1.3.1 La qualité de l'équilibration

La qualité de l'équilibration dans le triple saut indique la performance posturale. Cette qualité est dépendante de l'intensité physique de la discipline et du type d'exercice à réaliser.

Tout d'abord, notre étude montre que le triple saut se présente comme une discipline entraînant une fatigue musculaire peu intense. Suivant la définition de Enoka (2012), la fatigue musculaire est associée à une réduction de la force de contraction pouvant dégrader l'équilibre postural. Or, le triple saut en compétition est une « tâche » qui se compose, pour les athlètes, de trois à six essais entrecoupés chacun d'une période de repos. L'effort physique n'est donc pas prolongé et continu. Il en résulte alors que cette discipline ne se caractérise pas par une fatigue intense.

Ceci s'inscrit dans le prolongement de l'étude de Nardone et *al.* (1997) qui a montré qu'une discipline, dès lors qu'elle est réalisée en sous-maximal, a des effets négligeables sur la fonction d'équilibration. Le triple saut se présentant comme une activité réalisée en effort sous-maximal, cela confirme qu'il n'y a pas de « fatigue musculaire » importante dans cette discipline. En ce sens, on peut relever que de nombreux athlètes ont battu leur record lors de leur dernier essai comme Teddy Tamgho en 2013 lors des Championnats du monde de Moscou qui a réalisé un triple bond à 18,04 mètres.

Dans ce contexte, la fatigue musculaire ressentie n'est pas suffisamment importante pour dégrader la qualité de l'équilibration posturale. Pour autant, cette absence de fatigue intense n'est pas un facteur d'amélioration de cette qualité d'équilibration.

Ensuite, l'apprentissage de la discipline du triple saut nécessite une répétition de mouvements afin d'appréhender et de maîtriser un geste technique précis. Une telle répétition de mouvements d'une même tâche apparaît comme un facteur d'amélioration de la qualité de l'équilibration. En effet, selon l'étude de Tarantola et *al.* (1997), la répétition d'une tâche développe de manière générale un apprentissage du geste. Cela se vérifie dans le triple saut puisque le geste répété à l'entraînement favorise la maîtrise de l'équilibre et donc améliore la fonction d'équilibration.

Une telle amélioration peut s'expliquer par le fait que l'entraînement de l'athlète dans la maîtrise de son geste sportif développe des capacités fonctionnelles de l'appareil locomoteur (Jeandel & Vuillemin, 2000) et améliore ainsi son niveau de performance.

En outre, ce développement des capacités fonctionnelles de l'appareil locomoteur permet d'obtenir une raideur musculaire du membre inférieur et donc une meilleure stabilité.

Enfin, le geste technique lors du moment de l'appel du saut nécessite une pose à plat du pied permettant d'une part, un passage rapide vers l'avant et d'autre part, une augmentation de la surface d'appui, ce qui favorise un recrutement maximal des récepteurs tactiles plantaires. Cette large activation des mécanorécepteurs plantaires informe de manière efficiente le Système Nerveux Central (SNC) qui adapte la position et lutte contre l'instabilité posturale (Meyer et *al.* 2004). Plus précisément, l'augmentation de la surface d'appui plantaire augmente la décharge des récepteurs plantaires, ce qui engendre une modification des paramètres de performance.

Notre étude met en évidence, de manière indirecte, une amélioration de la raideur par la diminution significative des oscillations posturales comme le montrent les descripteurs posturaux Longueur, Vitesse Moyenne du CdP et du LFS exposés ci-dessus. Ainsi, le facteur d'amélioration de la qualité de l'équilibration trouve son origine dans la persévérance du sportif à répéter constamment à l'entraînement un geste technique (Perrin et *al.* 1998; Perrot et *al.* 1998). Cette répétition entraîne une optimisation des capacités musculaires de l'appareil locomoteur, et notamment une amélioration de la raideur musculaire. Dans le même temps, la qualité de l'appui plantaire favorise une bonne participation des récepteurs plantaires nécessaires au contrôle de l'équilibre. Pour autant, l'intensité de la discipline n'engendre pas suffisamment de fatigue pour dégrader la qualité d'équilibration.

1.3.2 Le contrôle de l'équilibration

Le contrôle de l'équilibration indique la stratégie posturale mise en oeuvre par l'individu afin de réguler son équilibre. Cela exige une adaptation neurosensorielle qui dépend d'un apprentissage constant à travers l'entraînement de l'athlète. Plus ce dernier s'entraîne et plus la fonction sensori-motrice de l'individu s'affine et notamment le système proprioceptif (Lord et *al.* 1995). L'amélioration de la fonction d'équilibration peut mener à une adaptation neurologique d'une action spécifique, comme le triple saut, au niveau spinal et supra-spinal (Taube et *al.* 2008). Cette adaptation peut conduire à la diminution de l'excitabilité du réflexe spinal ce qui a

pour conséquence l'inhibition du réflexe musculaire d'étirement permettant ainsi d'augmenter la raideur musculaire. Associé à ce phénomène d'apprentissage, le système nerveux présente une « plasticité » permettant l'utilisation préférentielle d'un système sensoriel dépendant de la tâche à accomplir (Mesure et *al.* 1994). En effet, cette plasticité nerveuse influence l'amélioration des performances d'équilibration chez les athlètes en diminuant la part du système visuel tout en augmentant les autres systèmes et notamment le système proprioceptif (Chapman et *al.* 2008). Autrement dit, les sportifs ont une meilleure accessibilité à la référence sensorielle proprioceptive c'est-à-dire que l'information sensorielle tactile venant de l'appui plantaire et de la proprioception est plus « sensible » que les autres modalités sensorielles (vestibulaire, visuelle) (Janin, 2009). Vaugoyeau et *al.* (2008) évoquent même une « prédominance » du système proprioceptif dans le contrôle de l'orientation posturale par rapport aux systèmes visuel et vestibulaire. En ce sens, l'étude de Kean et *al.* (2006) a montré qu'un entraînement comprenant de la proprioception augmentait l'activation du muscle Droit Fémoral pendant la réception d'un saut. Cette meilleure activation permettrait d'optimiser la raideur musculotendineuse et articulaire réduisant la phase d'amortissement du cycle d'appui et par conséquent améliorerait la performance.

Notre étude suggère qu'en stimulant le système proprioceptif, la réponse motrice se trouverait améliorée. La bonne fonction d'équilibration des athlètes élités résulte des actions ou mouvements répétés qui influencent la réponse motrice par la voie de la proprioception (Bressel et *al.* 2007). Notre étude confirme ce point puisque nous retrouvons une diminution significative des oscillations posturales de la bande fréquentielle de 2 à 20 Hz du plan vertical qui rend compte des boucles de régulations issues des afférences cutanées et proprioceptives.

1.4 Conclusion

Nos résultats suggèrent que le contrôle de l'équilibration serait directement lié aux besoins biomécaniques du geste technique en vue de son optimisation. En effet, le recrutement du système proprioceptif favoriserait la raideur musculaire permettant de lutter contre l'écrasement de l'appui au sol. Le travail proprioceptif semblerait être une bonne indication dont l'entraîneur et l'athlète pourraient utiliser dans le processus d'optimisation de la performance.

EXPERIMENTATION 2

Comparaison des appuis plantaires avant et après un concours de triple saut

La **deuxième expérimentation** s'intéresse à la comparaison des appuis plantaires avant et après un concours de triple saut. A cet effet, une étude qualitative et quantitative du pied a été mise en place. L'étude qualitative a été réalisée à l'aide du Foot Posture Index (FPI-6) afin d'évaluer la morphologie du pied en statique (Redmond et *al.*, 2006). De même, l'étude quantitative a été effectuée sur une plateforme baropodométrique afin de mesurer l'intensité des forces exercées sur le pied d'appel (Giacomozzi, C. 2010). Plusieurs travaux ont mis en lien une concordance entre les résultats de l'observation du FPI-6 et les enregistrements baropodométriques des appuis plantaires (Sanchez-Rodriguez et *al.* 2012, Lee et *al.* 2015, Chuter 2010). L'activité physique semble modifier la morphologie du pied (Willems et *al.* 2012, Headlee et *al.* 2008), le rôle des muscles intrinsèques du pied (Gardin et *al.* 2013, Jung et *al.* 2011, Fourchet et *al.* 2009, Gaillet et *al.* 2004, Fiolkowski et *al.* 2003) et la répartition des surfaces plantaires (Milani et *al.* 2006, Vie et *al.* 2013). Cette modification morphologique du pied peut être le point de départ de nombreuses pathologies (Pohl et *al.* 2009, Ryan et *al.* 2009, Tome et *al.* 2006).

Notre étude se propose d'identifier la ou les parties du pied d'appel susceptibles de se modifier par la succession des prises d'appel. L'étude positionne notre hypothèse expérimentale de départ selon laquelle la réalisation d'un concours de triple saut influence la morphologie et l'intensité des forces exercées sur le pied d'appel.

Protocole expérimental

Le pied est l'organe propulseur dans la marche : il fournit une base stable et une flexibilité importante afin d'optimiser le transfert postéro-antérieur et latéro-médial du poids du corps. Dans la dynamique, les pressions plantaires sont un témoin important du comportement du pied. Elles révèlent la stratégie de l'individu pendant son déplacement.

Dès lors, et dans un contexte de recherche, l'étude dynamique des pressions plantaires est indispensable en ce qu'elle permet d'analyser le fonctionnement du pied dans un but à la fois de prévention des blessures mais également d'optimisation de la performance. L'étude qui suit porte sur une analyse qualitative et quantitative de l'appui du pied à partir de trois variables principales à savoir la force verticale de réaction au sol, la pression maximale et le temps de contact.

2.1 Méthode

Après avoir présenté les caractéristiques anthropométriques des participants (2.1.1), nous exposerons le matériel (2.1.2) et l'équipement (2.1.3) ayant servi à l'enregistrement des données et terminerons par décrire la procédure de l'expérimentation réalisée (2.1.4).

2.1.1 Participants

Ce sont 9 triple sauteurs (5 garçons et 4 filles) sains, sportifs de haut niveau et exempts de toutes pathologies qui se sont portés volontaires. Les participants ont été enregistrés au cours d'un concours organisé spécialement pour l'étude le 14 octobre 2016 au SUAPS de Limoges. Aucun bilan anthropométrique n'a été réalisé, chaque participant ayant rempli librement sur un questionnaire les informations relatives à leur taille, masse, pointure et jambe d'appel.

Tous les participants ont donné leur consentement écrit. Par ailleurs, les participants ont accepté, sans aucune réserve, l'exploitation et l'analyse de leurs résultats pour cette étude.

Les caractéristiques moyennes anthropométriques (Tableau n°10) ressortant des indications données par les participants sont les suivantes :

Tableau n°10 : Données anthropométriques des participants (n=9)

	Taille (cm)	Masse (kg)	Pointure (Eur)
Moyenne	174	60,8	41
Ecart-Type	10,6	9	3
Médiane	173,5	60,4	41
Coef. Variation	6%	15%	7%

2.1.2 Matériel

Nous avons utilisé le Foot Posture Index (FPI) afin de qualifier, de manière clinique, les différentes morphologies du pied. Le FPI est un outil de diagnostic clinique qui évalue la morphologie du pied en appui statique. Il est basé sur l'observation du praticien et répond aux exigences de facilité de mise en oeuvre, de rapidité d'exécution et de fiabilité (Redmond et al., 2006). Le FPI fournit un index de posture du pied à partir de six items de référence qui renseignent sur la position de l'arrière-pied et de l'avant-pied en orthostatisme (Redmond et al., 2005). L'observation des différents items est renseignée sur un tableau qui, au terme de l'examen, donnera un score « morphologique » du pied (Figure n°28).

Les six critères cliniques employés dans le FPI sont segmentarisés en deux régions : 3 critères concernent l'arrière-pied et 3 autres critères se trouvent sur l'avant-pied.

Items observables et/ou palpables de l'arrière-pied :

1. Palpation de la tête du talus
2. La courbure supra et infra malléolaire latérale
3. Position du calcaneus dans le plan frontal

Items observables de l'avant-pied :

4. Déformation ou saillie dans la région de l'articulation talo-naviculaire
5. Congruence de l'arche longitudinale médiale
6. Abduction/Adduction de l'avant-pied sur l'arrière-pied

Chaque item de chaque pied est coté suivant un score allant de -2 pour des signes cliniques traduisant une supination du pied à un score de +2 montrant, à l'inverse, une pronation du pied. Un item coté 0 (zéro) traduit une neutralité. La somme des

cotations de chaque item donne un score total du FPI compris entre -12 et +12 permettant de classer les appuis plantaires des sujets.

Foot Posture Index					
Factor		Score 1		Score 2	
		Left -2 +2	Right -2 +2	Left -2 +2	Right -2 +2
Rearfoot	Talar head palpation				
	Curves above & below lateral malleoli				
	Inversion/eversion of the calcaneus				
Forefoot	Bulge in the region of the TNJ				
	Congruence of the medial longitudinal arch				
	Add/Abduction of forefoot rear foot				
TOTAL					

Figure n°28 : Feuille de relevé des items du FPI d'après Redmond, A. (2005)

Au regard de l'asymétrie de mouvement dans le geste technique du triple saut, et notamment lors de la prise d'appel, l'utilisation du Foot Posture Index se justifie, dans une étude statique, par sa simplicité et sa rapidité d'exécution. La latéralité du pied d'appel du triple sauteur induit une forme d'asymétrie fonctionnelle dont il est instructif d'en évaluer spécifiquement le caractère à l'aide du FPI.

De plus, il est intéressant de confronter les résultats de l'étude statique obtenus par le FPI aux résultats de l'étude dynamique sur plateforme baropodométrique.

2.1.3 Équipement

Les enregistrements ont été réalisés à l'aide de la plateforme baro-podométrique *Footwork Pro*® de la société AM Cube (Figure n°29). La *Footwork pro*® est un outil qui permet de mesurer, en fonction du temps, les pressions plantaires et les surfaces de contact qui s'appliquent sous le pied. Plus précisément, la plateforme baropodométrique informe, d'une part, sur l'intensité des forces verticales exercées à chaque pas au niveau des différentes zones du pied et, d'autre part, sur les pressions plantaires lorsque ces forces sont considérées par unité de surface (Giacomozzi, C. 2010).



Figure n°29 : Plateforme baropodométrique Footwork Pro®

Tout d'abord, la plateforme est équipée de 4096 capteurs capacitifs (64x64) calibrés formant une surface active de 490 mm x 490 mm. Chaque capteur mesure 7,6 mm x 7,6 mm, ce qui permet à la plateforme de posséder quatre capteurs par centimètre carré.

Ensuite, la plateforme possède une fréquence d'échantillonnage de 100 Hz ainsi qu'un convertisseur analogique / digitale de 16 Bits qui permet la conversion des variations de pression en tension électrique. Un processeur assure la gestion des capteurs et de l'interface de communication avec le PC. Le logiciel FootWork Pro® (5.0.9.1) permet à l'expérimentateur de manipuler les données issues des enregistrements (Figure n°30).

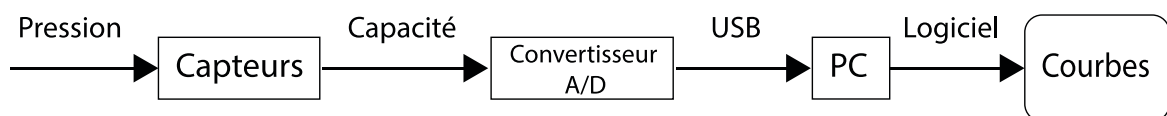


Figure n°30 : Chaîne de fonctionnement de la Plateforme baro-podométrique Footwork Pro®

Enfin, la plateforme est positionnée dans un châssis en composite et recouverte de polycarbonate afin d'assurer la solidité du matériel. Elle est suffisamment grande (635 x 510 x 25 mm) pour réaliser notre étude au regard des données anthropométriques des participants exposées précédemment.

L'utilisation de la plateforme baropodométrique *Footwork Pro*®, dans une étude dynamique, se justifie par sa grande surface active équipée de capteurs capacitifs calibrés et par le caractère « objectif » des résultats donné par un appareil de mesure. Il est donc intéressant d'évaluer l'intensité des forces verticales exercées sur le pied d'appel.

De plus, il est très instructif d'évaluer une concordance dans les résultats entre une recherche clinique « subjective » liée au FPI et une recherche instrumentale "objective" donnée par la plateforme baropodométrique.

2.1.4 Procédure expérimentale

Cette expérimentation a permis de mettre en évidence l'effet de la répétition de prise d'appel lors d'un concours de triple saut sur l'appui plantaire. Pour cela, nous avons réalisé une étude statique à l'aide du Foot Posture Index (Redmond et *al.*, 2005) et une étude dynamique grâce à la plateforme baropodométrique (Giacomozzi, C. 2010) sur le pied qui a pris l'appel. Ceci nous a permis, après l'exploitation et la comparaison entre les deux études, d'identifier, d'une part, une possible corrélation entre les modifications du FPI et les appuis plantaires et, d'autre part, de localiser plus précisément la ou les zones anatomiques du pied qui se sont modifiées.

Chaque participant a été évalué dans les conditions expérimentales suivantes : les pieds nus, sans chaussure ni chaussette avant le concours de saut (première condition, C1), les pieds nus sans chaussure ni chaussette après le concours de saut (seconde condition, C2). Pour chacune des deux conditions, nous avons réalisé un recueil des six items du FPI et un enregistrement sur plateforme baropodométrique des appuis plantaires. Chaque participant a bénéficié d'une période d'échauffement libre de vingt minutes précédant la première observation pour le FPI et le premier enregistrement plateforme. A la fin du concours, chaque athlète avait une minute et trente secondes pour se présenter pieds nus à l'expérimentateur afin de réaliser la seconde partie de l'observation et de l'enregistrement baropodométrique.

Concernant le déroulement du FPI, l'athlète se tient debout dans une position décontractée, les bras le long du corps. Il est important que l'athlète ne regarde pas autour de lui pour ne pas affecter la posture du pied. L'athlète doit également être

capable de tenir une position debout statique durant deux minutes, temps nécessaire à l'expérimentateur pour consigner toutes les observations sur le tableau. A la fin de l'observation, l'expérimentateur comptabilise la somme de tous les items et détermine un score total représentatif de la morphologie du pied. Les valeurs de référence du FPI sont les suivantes :

- Un score compris entre 0 et +5, le pied est considéré comme normal.
- Un score allant de +6 à +9, le pied est classé comme pronateur ; Si le score dépasse le +10 le pied est considéré comme très pronateur.
- Un score compris entre -1 et -4, le pied est classé comme supinateur ; Un score allant de -5 à -12, le pied est considéré comme très supinateur.

Concernant l'enregistrement des pressions plantaires, le protocole retenu a été la « méthode des 2 pas ». Cette méthode est fiable et fournit une bonne représentation des pressions plantaires lors de la marche. En effet, selon le rapport de 2007 de la Haute Autorité de Santé sur l'évaluation de l'analyse baropodométrique de la marche en vue de son inscription à la liste des actes remboursés ou pris en charge par l'Assurance Maladie, la reproductibilité des mesures sur plateforme de marche est meilleure avec la méthode des 2 pas comparativement à la méthode « Mid-gait ».

De plus, elle permet à tous les participants d'avoir la même vitesse de marche durant l'expérimentation (Bus et *al.* 2005). L'athlète placé à 1,5 mètre de la plateforme fait le premier pas sur le sol puis le deuxième pas sur la plateforme et enfin prolonge sa marche sur une distance de 4 mètres (Figure n°31). Trois ou quatre passages ont été effectués précédemment "à vide" afin de familiariser l'athlète avec la procédure d'enregistrement et également de déterminer la position de départ par rapport à la plateforme. La capture des pressions plantaires a été randomisée et réalisée le nombre de fois nécessaire pour obtenir trois mesures valides de chaque pied (Hafer et *al.*, 2013, Maetzler et *al.*, 2010).

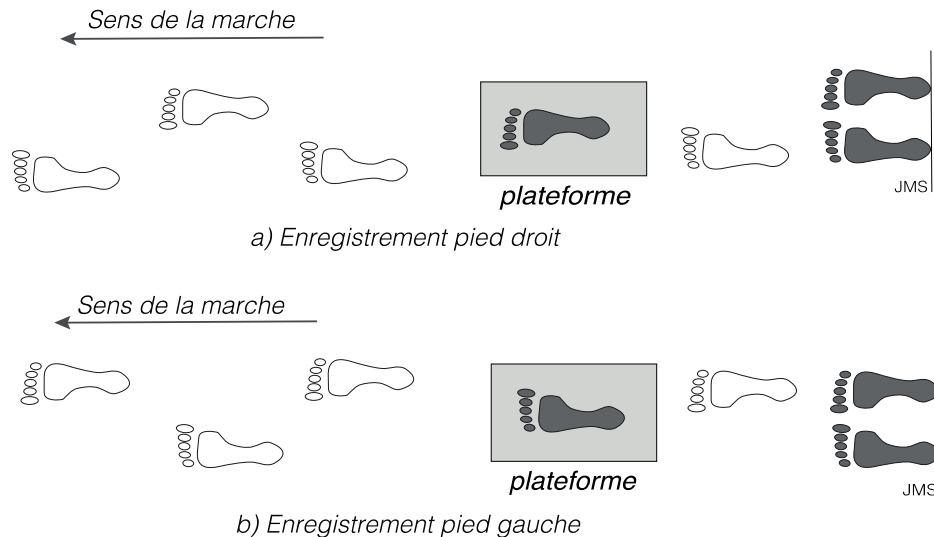


Figure n°31 : 2-step protocol (protocole des 2 pas)

A la suite de l'acquisition des appuis plantaires sur la plateforme, nous avons visualisé les différentes courbes de forces des divers pas enregistrés. Les appuis plantaires défectueux, inutilisables ou bien partiels ont été notifiés par l'expérimentateur et éliminés de l'étude.

Automatiquement, le logiciel FootWork Pro® calcule la moyenne des forces verticales appliquées au sol et propose comme « pas moyen » le pas le plus proche de la moyenne calculée. Autrement dit, le logiciel ne prend pas en considération la moyenne calculée des pas mais détermine comme « pas moyen » le pas le plus proche de cette moyenne, ce qui tend à fausser les résultats obtenus. A ce titre, nous avons déterminé comme paramètre dynamique la variable « force » afin de pouvoir évaluer les variations d'intensité des forces verticales d'une condition à l'autre mais également pour comparer les résultats avec les observations de l'étude statique. Pour cela, nous avons calculé la moyenne pour la variable « Force » du pied d'appel afin d'obtenir des valeurs plus justes.

En ce sens, l'expérimentateur a divisé le pied en 4 zones distinctes : partie médiale du talon (TM), partie latérale du talon (TL), partie médiale de l'avant-pied (AM) et partie latérale de l'avant-pied (AL) (Figure n°32). Une correction visuelle a été réalisée par l'expérimentateur afin de s'assurer que les zones automatiquement sélectionnées par le logiciel correspondaient parfaitement aux structures anatomiques étudiées.

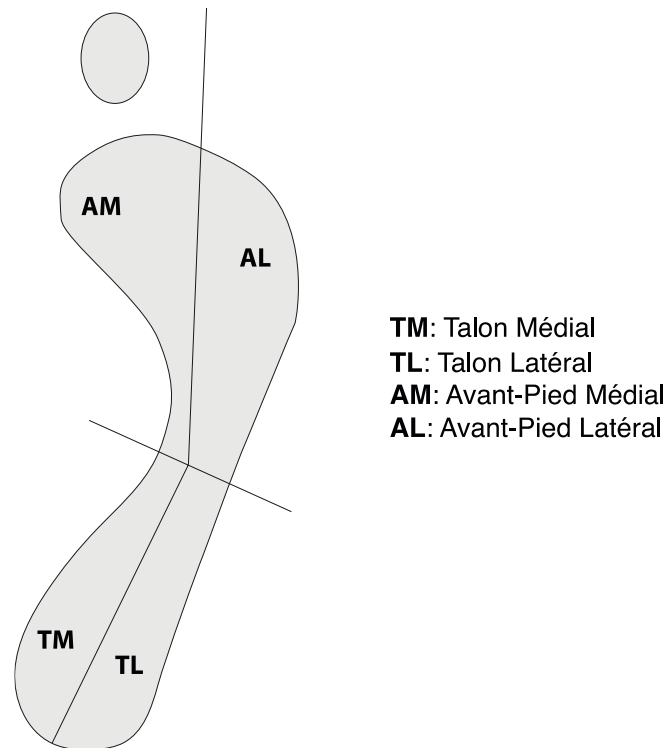


Figure n°32 : Zones anatomiques du pied sélectionnées pour l'étude

L'objectif de l'étude a été d'observer, d'analyser et de comparer, à la suite d'un concours de saut, la morphologie du pied et les appuis dynamiques plantaires. Plus précisément, il est intéressant, d'une part, d'observer dans une étude statique si le concours de saut modifie la morphologie intrinsèque du pied d'appel et, d'autre part, d'analyser dans une étude dynamique si le concours de saut influence l'intensité et la localisation des forces exercées sur le pied d'appel.

2.1.5 Analyse des données

2.1.5.a Méthode descriptive

Pour cette étude, nous avons utilisé la moyenne afin de déterminer le « centre » de la distribution, l'écart-type ainsi que le coefficient de variation comme indicateurs de dispersion autour de la tendance centrale. Ces paramètres nous renseignent sur l'homogénéité de la distribution.

2.1.5.b Méthode statistique

L'objectif de l'analyse statistique est de savoir si les différentes variables obtenues au cours des deux conditions expérimentales sont significativement différentes. Nous avons réalisé une étude intra-sujet à l'aide du logiciel Statistica (version 13, Statsoft France), afin de comparer la performance des participants sous deux conditions (D1 et D2). L'hypothèse expérimentale est que le concours de triple saut influence la morphologie et l'intensité des forces exercées sur le pied d'appel. Eu égard à l'absence de normalité (test de Shapiro-Wilk), à la faible distribution étudiée mais également à la forte dispersion autour de la valeur centrale observée lors de l'analyse descriptive, nous avons décidé de réaliser des tests non paramétriques, et notamment le Test de Wilcoxon apparié, pour tester la signification statistique de la différence entre les scores obtenus respectivement sous les deux conditions expérimentales. Les valeurs de $p < 0,05$ ont été considérées comme significatives.

2.2 Résultats**2.2.1 Méthode descriptive****2.2.1.a Le Foot Posture Index**

Les résultats de l'étude statique réalisée grâce au Foot Posture Index se présente sous forme de tableau (Tableau n°11 *infra*) résumant pour les 9 participants, et pour chacune des deux conditions statique S1 et S2, la distribution des variables étudiées.

Tableau n°11 : Valeurs moyennes des scores du FPI des 9 participants suivant les deux conditions S1 et S2

	S1	S2	Variation
	moyenne ± Ec.Tp (Coef. Var)	moyenne ± Ec.Tp (Coef. Var)	$(1-(S1\%S2)) \times 100$
Général	4,5 ± 1,59 (35%)	6,5 ± 0,73 (11%)	31%
Item 1	0,9 ± 0,33 (37%)	1 ± 0,5 (50%)	10%
Item 2	0,67 ± 0,5 (75%)	0,89 ± 0,34 (37%)	25%
Item 3	0,67 ± 0,5 (75%)	1,22 ± 0,44 (36%)	45%
Item 4	0,78 ± 0,4 (57%)	1 ± 0	22%
Item 5	0,77 ± 0,4 (57%)	1,11 ± 0,33 (30%)	31%
Item 6	0,77 ± 0,4 (57%)	1,33 ± 0,5 (37%)	42%

En premier lieu, l'analyse descriptive nous indique que, avant le concours de saut, les participants ont présenté en moyenne (score FPI + 4,5) une morphologie de pied dite « normale » à tendance légèrement pronatrice. Cet élément donne une précision importante car aucun classement morphologique n'a été réalisé en amont de l'étude. En second lieu, les résultats de la condition S2 montrent une augmentation du score positif de tous les items du FPI. Cela traduit une augmentation de la tendance pronatrice du pied. A ce stade, avec un score général de + 6,5 au FPI, le pied présente une morphologie dite "pronatrice".

Le concours de triple saut semble augmenter de 31% la pronation du pied.

En troisième lieu et concernant les indicateurs de l'arrière-pied, la plus forte influence a été observée sur la position du calcaneus dans le plan frontal (item 3) avec une modification de 45% dans la condition S2 par rapport à la condition S1. De même et s'agissant des indicateurs de l'avant-pied, nous avons observé une augmentation de 42% de l'Abduction/Adduction de l'avant-pied sur l'arrière-pied (item 6) dans la condition S2.

De plus, les données concernant la variabilité indiquent une forte dispersion notamment dans la condition expérimentale S1. Cette dispersion est due à certaines valeurs « extrêmes » relevées sur plusieurs athlètes mais également et surtout à la faible taille de l'échantillon. Cependant, les écart-types de tous les items (à l'exception de l'item 1) sont en nette diminution ce qui pourrait orienter la conclusion vers une modification de la morphologie du pied, et notamment une augmentation de la pronation, en accord avec l'hypothèse de départ.

A la lecture des résultats de l'étude statique, nous proposons la réalisation d'une étude sur plateforme baropodométrique afin de confirmer les résultats du FPI dans un contexte dynamique et d'évaluer, par zone anatomique sélectionnée, la variation d'intensité des forces exercées sur le pied.

2.2.1.b Les appuis plantaires dynamiques

En raison de la très faible cohorte étudiée, les valeurs obtenues peuvent s'avérer insuffisantes si l'on veut comparer simultanément l'intensité des forces verticales exercée sur le pied d'appel entre les athlètes. Une normalisation des valeurs de

forces a été nécessaire afin de tenir compte de la variabilité des valeurs relevées et d'évaluer l'intensité relative de la force verticale dans chaque zone anatomique du pied sélectionnée. Pour ce faire, et pour chaque valeur relevée, nous avons calculé un index de forces relatives en fonction de la masse de chaque athlète (Sanchez-Rodriguez et *al.*, 2012).

$$\text{Forces Relatives} = \frac{\text{Moyenne des Forces relevées}}{\text{Masse de l'athlète}} \times 100$$

La force relative s'exprime en pourcentage. Elle indique l'intensité des forces verticales exercées sur le pied d'appel en fonction de la masse de l'athlète.

Les résultats de l'étude dynamique se présente sous forme de tableau (Tableau n°12 *infra*) résumant pour les 9 participants, et pour chacune des deux conditions, la distribution de la variable « forces » (D1 et D2) et de la variable « forces relatives » (DN1 et DN2).

Tableau n°12 : Valeurs moyennes de la variable "forces" et de la variable "forces relatives" du pied d'appel des 9 participants suivant les deux conditions

FORCES				
	D1 (N)	D2 (N)	DN1 (%)	DN2 (%)
Talon Interne	77 ± 18	95 ± 15	13 ± 3,5	16 ± 3,3
Talon Externe	55 ± 16	65 ± 15	9,2 ± 2,7	11,4 ± 3,8
Av Pied Médial	234 ± 58	224 ± 71	39,7 ± 12,6	38,07 ± 14,6
Av Pied Latéral	171 ± 54	156 ± 28	28,7 ± 10,6	26,21 ± 5,9

L'analyse descriptive des variables « forces » et « forces relatives » nous indique :

- Pour la condition D1 et DN1 : que l'intensité pour les deux variables est plus importante sur la partie médiale du pied (Talon interne et Av pied Médial).

- Pour la condition D2 : que l'intensité des forces a augmenté par rapport à D1 pour l'arrière-pied, notamment au niveau du talon interne (77 ± 1,8 / 95 ± 1,5 pour les

forces). Il en est de même pour les forces relatives, le talon interne supporte 16% ($\pm 3,3$) de la masse totale de l'athlète contre 13% ($\pm 3,5$) en condition DN1.

En revanche, concernant l'avant-pied, les forces et les forces relatives ont diminué par rapport à la condition D1 et DN1, notamment l'avant-pied latéral ($171 \pm 5,4 / 156 \pm 2,8$ pour les forces et $28,7 \pm 10,6 / 26,21 \pm 5,9$ pour les forces relatives).

Les résultats suggèrent que l'étude dynamique sur plateforme baropodométrique confirme les résultats de l'étude statique donnés par le Foot Posture Index et fournit des précisions sur la zone spécifique du pied qui subit le plus de modifications.

Tout d'abord, avant le concours de saut, l'intensité des forces verticales exercée sur le pied est plus importante sur la partie médiale du pied confirmant la tendance pronatrice générale des pieds étudiés.

Ensuite, le concours de triple saut semble augmenter l'intensité des forces corporelles sur l'arrière-pied. Plus précisément, la modification structurelle du pied engendrée par les contraintes mécaniques des sauts successifs semble influencer uniquement l'arrière-pied, et plus particulièrement la partie médiale du talon. L'arrière-pied semble augmenter sa pronation en réponse à la répétition des prises d'appel du saut.

Enfin, l'augmentation des forces sur l'arrière-pied oriente l'étude vers la recherche d'une éventuelle modification de la surface ainsi que du temps de contact de la partie médiale du talon et plus généralement sur la vitesse sagittale du Centre de Pression (CdP) durant l'appui (Tableau n°13 *infra*).

Tableau n°13 : Valeurs moyennes de la variable "temps de contact", de la variable "temps de contact relatif" du talon interne et de la vélocité du CdP du pied d'appel des 9 participants suivant les deux conditions

	D1	D2	DN1 (%)	DN2 (%)
Temps Contact Talon Interne (ms)	289 ± 56	329 ± 60	44 ± 9	49 ± 8
Surface Talon Interne (cm²)	17,6 ± 4	17,2 ± 4,7	17,2 ± 2,5	16,9 ± 3
Vélocité du CdP (mm.s⁻¹)	365 ± 29	346 ± 34	-	-

Les résultats montrent une augmentation du temps de contact au sol de la partie médiale du talon (289 ± 56 / 329 ± 60) dans la condition D2. Parallèlement, la vélocité du CdP diminue (365 ± 29 / 346 ± 34) à l'issue du concours de saut. En revanche, il n'y a pas de modification de la surface d'appui du talon interne. Ceci indique une augmentation du temps d'appui du pied au sol dont le point de départ serait l'arrière-pied. Pour confirmer cette observation, nous avons comparé le temps de contact de l'arrière-pied durant la phase d'amortissement jusqu'à la phase de soutien de l'appui. Cette phase de soutien est caractérisée par un point représentant le croisement des courbes de l'arrière-pied et de l'avant-pied (Figure n°33).

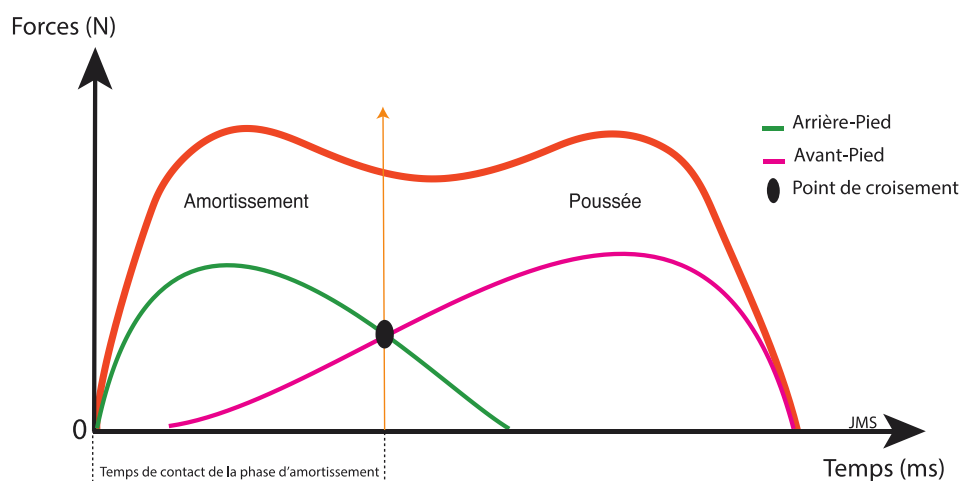


Figure n°33 : Exemple sur un sujet du point de croisement des courbes de forces de l'arrière-pied et de l'avant-pied durant un cycle de marche

Ce point de croisement indique le moment de transfert du poids corporel du talon vers la partie antérieure du pied. Dans le contexte du triple saut, la phase d'amortissement correspond à un abaissement du Centre de Gravité (CG). Le point de croisement indique le moment précis où le CG prend une direction ascendante. Autrement dit, nous recherchons à étudier le temps de contact du talon durant la phase d'amortissement jusqu'au passage du poids corporel sur l'avant-pied, moment spécifique de l'élévation du CG pendant le mouvement (Tableau n°14).

Tableau n°14 : Valeurs moyennes de la variable "temps de contact" durant la phase d'amortissement du pied d'appel des 9 participants suivant les deux conditions

	D1	D2	DN1 (%)	DN2 (%)
Temps Contact phase d'amortissement (ms)	193 ± 38,9	232 ± 39,4	29 ± 7	35 ± 6,7

Le résultat de cette recherche semble indiquer que la durée de la phase d'amortissement augmente (193 ± 38,9 / 232 ± 39,4) à la fin du concours de triple saut. Dans la condition DN1, la durée de la phase d'amortissement était de 29% de la durée totale du pas alors qu'après le concours (condition DN2), la phase d'amortissement atteint 35% de la durée totale du pas. Cela traduit un écrasement du pied plus long au sol.

En conclusion de cette étude descriptive des appuis plantaires, nous pouvons indiquer que le concours de triple saut semble modifier la morphologie et l'intensité des forces exercée sur le pied d'appel. L'influence s'exprime de manière préférentielle sur la partie médiale du talon entraînant une augmentation de la durée de la phase d'amortissement du pied et par conséquent diminuant la vitesse du CdP vers l'avant.

2.2.2 Méthode statistique

2.2.2.a Le Foot Posture Index

Concernant le résultat du Foot Posture Index (FPI), l'analyse montre une augmentation significative du score global (Figure n°34) et de l'item 3 (Figure n°35). S'agissant des autres items du FPI, aucun effet significatif n'est relevé.

Score global du FPI

La comparaison des données entre la condition S1 (avant concours) et la condition S2 (après concours), représentée par la Figure n°34, indique une augmentation significative ($p=0,017$) du score du FPI. Le score augmente de 2 points (31%) en moyenne dans la condition S2 par rapport à la condition S1.

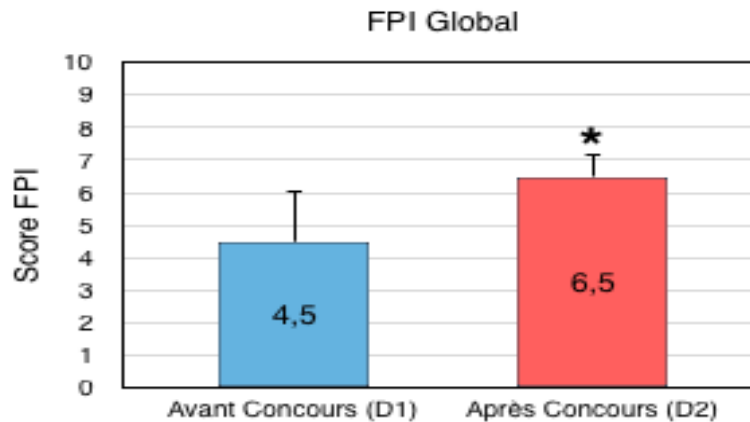


Figure n°34 : Variation du score global du FPI selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut. (* effet significatif).

Score de l'item 3 FPI (position du calcaneus dans le plan frontal)

La comparaison des données entre la condition S1 (avant concours) et la condition S2 (après concours), représentée par la Figure n°35, indique une augmentation significative ($p=0,043$) du score de l'item 3 du FPI. Le score augmente de 46% en moyenne dans la condition S2 par rapport à la condition S1.

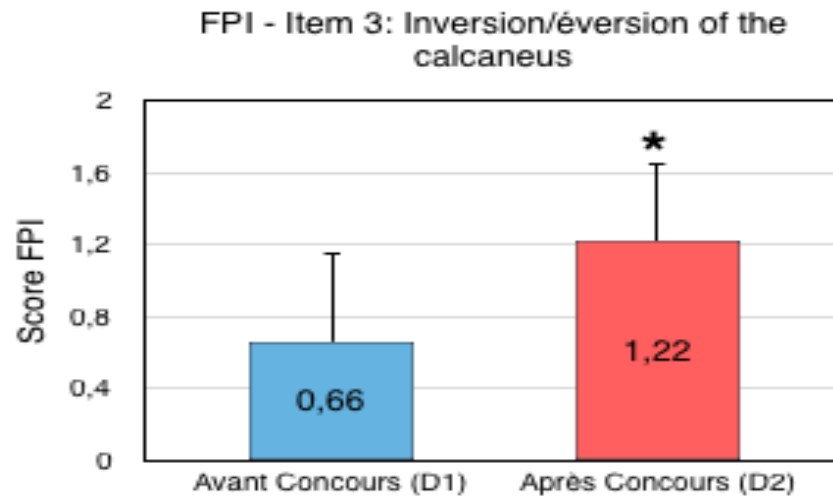


Figure n°35 : Variation du score de l'item 3 du FPI selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut. (* effet significatif).

2.2.2.b Les appuis plantaires dynamiques

Concernant les résultats des appuis dynamiques plantaires, l'analyse montre une différence significative pour les variables « forces » et « forces relatives » du talon interne (Figure n°36), pour les variables « temps de contact » et « temps de contact relatif » du talon interne (Figure n°37), pour la variable « temps de contact » de la phase d'amortissement (Figure n°38) et pour la variable « vitesse du CdP » (Figure n°39). S'agissant des autres variables, aucun effet significatif n'est relevé.

Forces et Forces Relatives du Talon Interne

La comparaison des données entre les conditions D1 et DN1 (avant concours) et les conditions D2 et DN2 (après concours), représentée par la Figure n°36, indique une augmentation significative ($p=0,007$) pour la condition D1 et ($p=0,011$) pour la condition DN1 des forces verticales sur le Talon Interne.

Deuxième Partie : Expérimentations

Comparaison des appuis plantaires avant et après un concours de triple saut

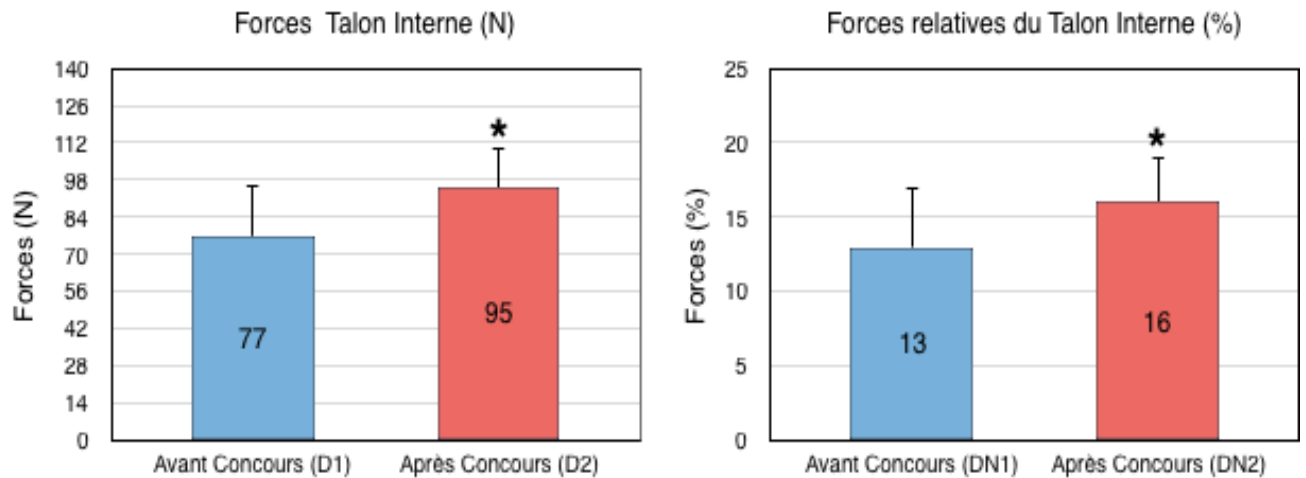


Figure n°36 : Variation des forces verticales sur le Talon Interne selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut. (* effet significatif).

Temps de contact et Temps de contact Relatif du Talon Interne

La comparaison des données entre les conditions D1 et DN1 (avant concours) et les conditions D2 et DN2 (après concours), représentée par la Figure n°37, indique une augmentation significative ($p=0,032$) pour la condition D1 et ($p=0,028$) pour la condition DN1 du temps de contact au sol du Talon Interne.

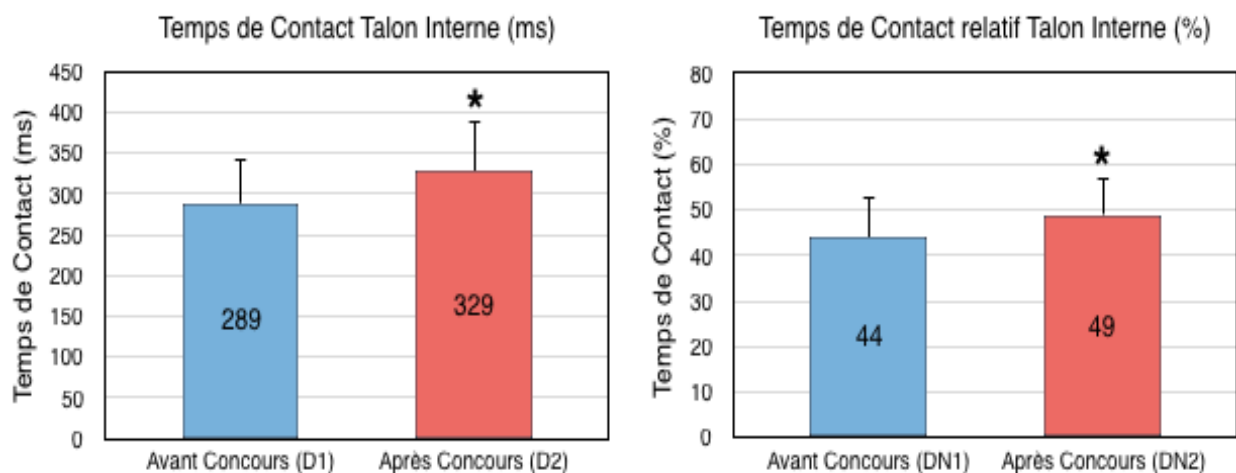


Figure n°37 : Variation du temps de contact sur le Talon Interne selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut. (* effet significatif).

Vélocité du CdP

La comparaison des données entre la condition D1 (avant concours) et la condition D2 (après concours), représentée par la Figure n°38, indique une diminution significative ($p=0,020$) de la vélocité du CdP. La vélocité diminue de $19\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$ (6%) en moyenne dans la condition D2 par rapport à la condition D1.

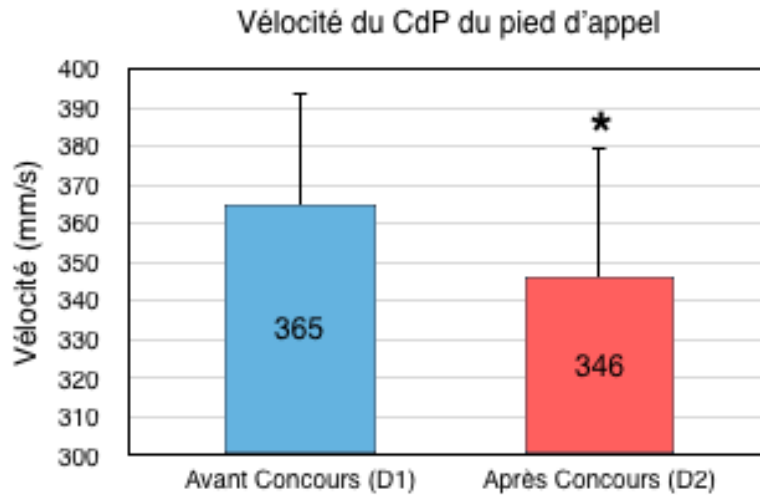


Figure n°38 : Variation de la vélocité du CdP selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut. (* effet significatif).

Durée de la phase d'amortissement

La comparaison des données entre les conditions D1 et DN1 (avant concours) et les conditions D2 et DN2 (après concours), représentée par la Figure n°39, indique une augmentation significative ($p=0,027$) pour la condition D1 et ($p=0,028$) pour la condition DN1 de la durée de la phase d'amortissement.

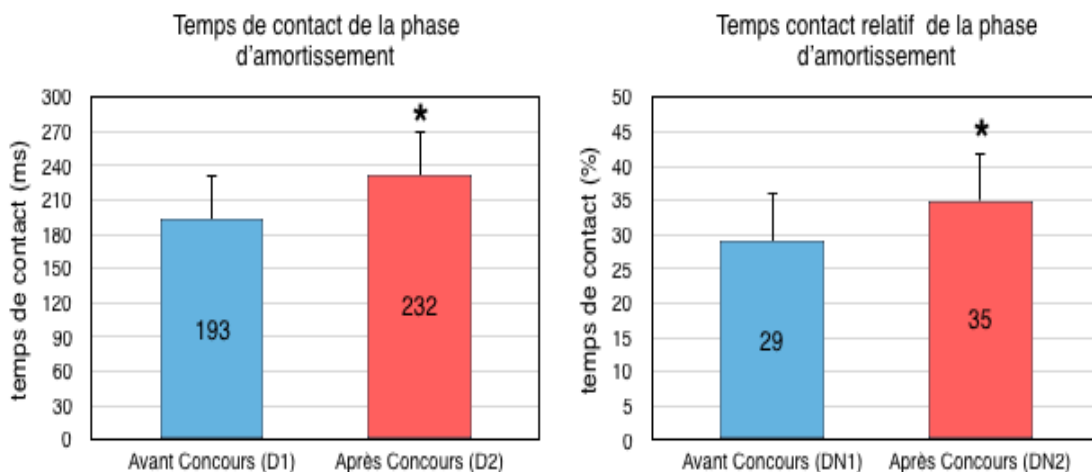


Figure n°39 : Variation de la durée de la phase d'amortissement selon les deux conditions expérimentales avant et après le concours de triple saut. (* effet significatif).

En conclusion de cette analyse statistique des appuis plantaires, nous pouvons indiquer de manière significative que le concours de triple saut influence la morphologie et l'intensité des forces exercées sur le pied d'appel. Cette analyse statistique confirme les résultats de l'analyse descriptive.

2.3 Discussion

L'objectif de cette étude statique et dynamique a été de comparer les appuis plantaires avant et après un concours de triple saut. Plus exactement, notre recherche a eu pour objectif de vérifier si la répétition des sauts avait une influence sur la morphologie et l'intensité des forces exercées sur le pied d'appel.

D'un point de vue descriptif, avant le concours, le score de +4,5 du FPI nous a indiqué que la morphologie des pieds pouvait être classée comme "normale" (Redmond et *al.* 2008). Puis, après le concours, les résultats ont révélé une augmentation de la pronation du pied avec un score de +6,5 du FPI. L'augmentation la plus remarquable a été celle de l'item 3 concernant la position du calcaneus dans le plan frontal. De plus, l'analyse baropodométrique a montré que la succession de sauts augmente l'intensité des forces verticales sur la partie médiale du pied d'appel (77 ± 18 en D1/ 95 ± 15 en D2). En revanche, aucune modification n'a été relevée concernant la surface d'appui médiale du pied.

D'un point de vue statistique, les résultats ont indiqué que la succession de prises d'appels lors d'un concours de triple saut entraîne une augmentation significative à la fois des paramètres statiques donnés par le score du Foot Posture Index, à savoir le score global du FPI ($p=0,017$) et de l'item 3 ($p=0,043$) correspondant à la position du calcaneus dans le plan frontal. Cela entraîne également une augmentation des paramètres dynamiques indiqués par la plateforme baropodométrique tels que l'intensité des forces ($p=0,007$), des forces relatives ($p=0,011$), du temps de contact au sol ($p=0,032$) et du temps de contact relatif ($p=0,028$) de la partie médiale du talon. De plus, les résultats de l'analyse ont révélé une augmentation significative de la durée ($p=0,027$) et de la durée relative ($p=0,028$) de la phase d'amortissement du pied ainsi qu'une diminution de la vélocité ($p=0,020$) du Centre de Pression (CdP) vers l'avant.

Ces résultats confirment notre hypothèse expérimentale de départ selon laquelle la réalisation d'un concours de triple saut influence la morphologie et l'intensité des forces exercées sur le pied d'appel. L'influence se traduit par une augmentation de la pronation qui s'exprime de manière préférentielle sur la partie médiale de l'arrière-pied entraînant une augmentation de la durée de la phase d'amortissement et une diminution de la vélocité sagittale du CdP.

Ce travail s'inscrit dans le prolongement des travaux ayant mis en évidence, d'une part, une concordance entre les résultats de l'observation du Foot Posture Index et les enregistrements baropodométriques des appuis plantaires dynamiques (Sanchez-Rodriguez et *al.* 2012, Redmond et *al.* 2006, Lee et *al.* 2015, Chuter 2010) et, d'autre part, les effets d'une activité physique sur la structure morphologique du pied (Willems et *al.* 2012, Headlee et *al.* 2008, Vie et *al.* 2013). Plus exactement, notre étude suggère que la pratique du triple saut entraîne une modification du pied d'appel concernant sa morphologie ainsi qu'une augmentation de l'intensité des forces sur la partie médiale de l'arrière-pied.

De nombreuses études se sont intéressées à l'influence d'une activité physique sur la morphologie du pied (Vie et *al.* 2013, Garcia-Perez et *al.* 2013, Willems et *al.* 2012, Milani et *al.* 2006) et sur le rôle des muscles intrinsèques et extrinsèques dans le support de l'arche longitudinale médiale du pied (Mulligan et *al.* 2013, Gardin et *al.* 2013, Jung et *al.* 2011, Fourchet et *al.* 2009, Headlee et *al.* 2008, Gaillet et *al.* 2004, Fiolkowski et *al.* 2003).

Tout d'abord, l'étude de Milani et *al.* (2006) a montré qu'une course prolongée entraîne une augmentation de l'éversion du pied (Figure n°40) et de l'intensité des forces exercées sur la partie médiale du talon. Dans le même sens, Willems et *al.* (2012) ont démontré sur une cohorte de 52 athlètes qu'une course de longue distance influence la distribution des pressions plantaires. Dans le cadre de leur étude, ils ont enregistré les pressions plantaires avant et après une course de 20 kilomètres. Les résultats ont montré un accroissement des forces sur la partie médiale du talon et de l'arche longitudinale du pied. Ces études démontrent que la modification de la morphologie du pied suite à une activité physique provoque une éversion du pied et influe sur l'intensité des forces plantaires. Autrement dit, l'éversion du pied modifie la distribution des forces supportées par le pied en diminuant la hauteur de l'arche longitudinale médiale.

Ensuite, Vie et *al.* (2013) ont montré qu'un exercice de course maximale entraîne une modification de la répartition des surfaces plantaires et du barycentre dans le sens d'une éversion du pied. Dans cette étude, l'éversion du pied a été confirmée par l'augmentation de la surface plantaire de l'arrière-pied. Les auteurs en ont alors conclu que tant l'éversion du pied que l'augmentation de la surface plantaire ont été provoquées par la fatigue du pied.

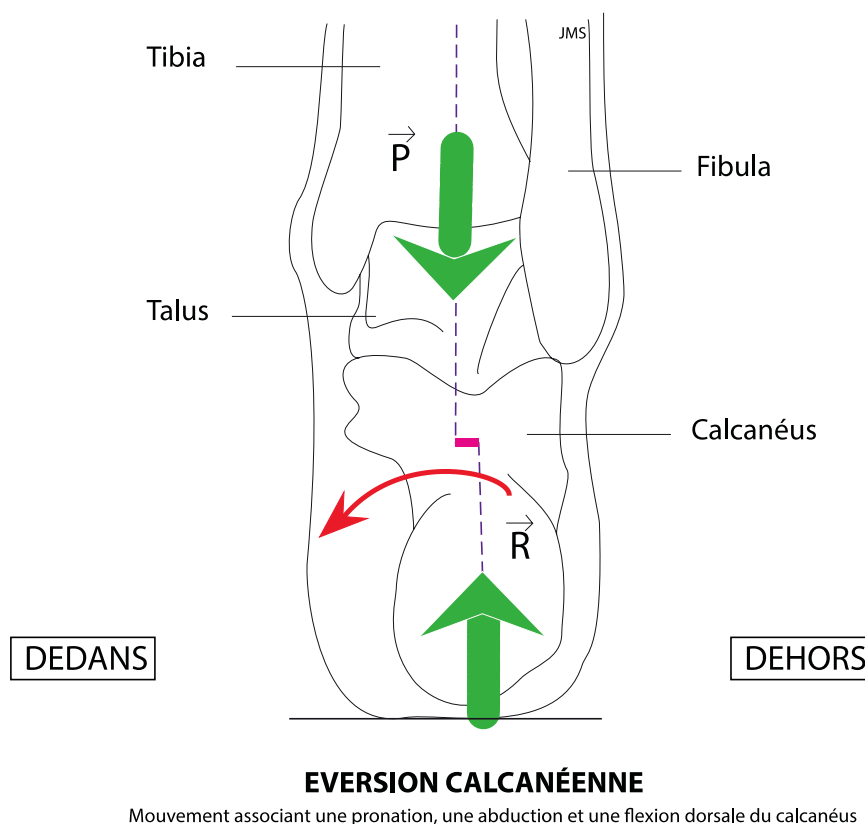


Figure n°40 : L'éversion calcanéenne modifie la morphologie de l'arche longitudinale médiale du pied

Enfin, la vocation fonctionnelle du pied dans la dynamique est de supporter les charges corporelles. Le pied, par l'intermédiaire de l'arche longitudinale médiale, possède une « plasticité fonctionnelle » qui joue le rôle d'amortisseur en emmagasinant l'énergie lors de la phase de soutien puis en restituant cette énergie lors de la phase de poussée (De Doncker & Kowalski, 1979). De plus, Mootanah et *al.* (2013) ont montré que la structure morphologique et la fonction d'un pied asymptomatique étaient en relation. Plus précisément, la fonction du pied est directement liée à sa morphologie. Le pied en éversion a tendance à augmenter les charges sur sa partie médiale alors que le pied en inversion augmentera les

pressions plutôt sur sa partie latérale. L'éversion du pied entraîne alors une diminution de hauteur de l'arche longitudinale médiale, des pressions plus élevées dans la partie médiale du pied (Hillstrom et *al.* 2013, Deepashini et *al.* 2014) et une augmentation des pressions sous l'hallux et la partie médiale du médio-pied (Jonely et *al.* 2011).

Le contrôle de la « plasticité » de l'arche longitudinale médiale est assuré par les muscles intrinsèques et extrinsèques du pied, c'est-à-dire le muscle Abducteur de l'Hallux et les muscles inverseurs. Les travaux de Fiolkowski et *al.* (2003) ont indiqué que les muscles intrinsèques plantaires participent activement au support de l'arche médiale du pied. Les auteurs ont enregistré un électromyogramme (EMG) du muscle Abducteur de l'Hallux et relevé la hauteur de l'os Naviculaire sur dix volontaires avant et après une anesthésie du nerf tibial dans la partie postérieure et inférieure de la malléole médiale. A la suite de l'anesthésie, les résultats ont révélé une diminution significative ($p=0,011$) de l'activité EMG du muscle Abducteur de l'Hallux associée à un affaissement de l'arche médiale marqué par une chute de la hauteur de l'os Naviculaire ($p=0,022$). Les auteurs ont conclu que les muscles intrinsèques plantaires, et notamment le muscle Abducteur de l'Hallux, ont un rôle important dans le soutien de l'arche longitudinale médiale du pied. Partant de ce constat, d'autres auteurs ont évalué les effets du renforcement des muscles intrinsèques du pied sur la chute de l'os Naviculaire par électrostimulation ou rééducation fonctionnelle. C'est le cas de l'étude de Jung et *al.* (2011) à l'occasion de laquelle a été évaluée l'influence de différents types d'exercices de rééducation fonctionnelle sur la chute de l'os Naviculaire. La particularité de leur étude a été de vouloir isoler l'action sur l'arche médiale du muscle Abducteur de l'Hallux. En effet, l'objectif de leur recherche a été de comparer l'activité du muscle Abducteur de l'Hallux et l'angle de l'arche médiale du pied après deux types d'exercices (SF et TC) de rééducation. Les participants avaient les pieds bien à plat au sol, la consigne pour l'exercice SF a été de rapprocher activement la tête du 1er métatarsien du talon alors que pour l'exercice TC la consigne a été de rapprocher l'Hallux du talon. Plus précisément, les deux types d'exercices ont permis d'évaluer la tonicité du muscle Abducteur de l'Hallux en fonction de la partie antérieure de l'arche médiale. Les résultats ont montré que l'activité du muscle Abducteur de l'Hallux était significativement ($p<0.001$) plus importante dans la réalisation de l'exercice SF. Cette étude a permis

d'isoler l'activité du muscle Abducteur de l'Hallux en précisant que le renforcement de ce muscle participe activement au maintien de l'arche médiale du pied.

En ce sens, l'étude de Fourchet et *al.* (2009) a évalué les effets à court et moyen termes d'un renforcement du muscle Abducteur de l'Hallux par électrostimulation sur l'arche médiale du pied. Dans cette étude, il s'agissait de comparer sur six semaines et sur deux groupes de huit athlètes (un groupe contrôle et un groupe test) l'effet de trois séances de 15 minutes par semaine d'électrostimulation de l'arche médiale. Les résultats ont montré une diminution significative ($p < 0,01$) de la chute de l'os Naviculaire pour le groupe test alors que le groupe contrôle n'a pas révélé de modification. Cette étude prolonge celle de Fiolkowski et *al.* (2003) et démontre qu'une courte période de renforcement par électrostimulation des muscles intrinsèques de l'arche médiale du pied provoque une diminution significative de la chute de l'os Naviculaire. Autrement dit, le renforcement par électrostimulation des muscles intrinsèques plantaires participe au support de l'arche longitudinale médiale du pied.

Nos résultats, confortés par la littérature, suggèrent que la position de l'arche longitudinale médiale du pied est un bon indicateur sur la qualité de l'appui et la participation des muscles qui contrôlent la « plasticité » de cette arche longitudinale médiale. L'activité physique augmente l'éversion du pied, ce qui entraîne une déstructuration morphologique pouvant être le point de départ de nombreuses pathologies au niveau du pied (Pohl et *al.* 2009, Ryan et *al.* 2009, Tome et *al.* 2006) mais également au niveau du membre inférieur. Khamis & Yizahr (2007) ont démontré que l'éversion du pied avait un impact significatif sur le bassin et le membre inférieur dans son ensemble. Plus précisément, selon ces auteurs, l'éversion engendre une rotation médiale de la jambe et de la cuisse ainsi qu'une antéversion du bassin. Les auteurs ont donc supposé l'existence d'une chaîne cinématique allant des pieds jusqu'au bassin et pouvant modifier l'organisation squelettique du membre inférieur. De même, Pinto et *al.* (2008) ont montré que la pronation du pied bilatérale ou unilatérale avait un effet sur le bassin à la fois dans le plan sagittal et le plan frontal. Autrement dit, l'éversion calcanéenne bilatérale augmente l'antéversion pelvienne et lorsque celle-ci est unilatérale, elle provoque une translation pelvienne du côté opposé. Ces auteurs ont alors considéré que

l'éversion calcanéenne excessive était un facteur étiologique des dysfonctions lombo-pelviennes.

Dans le cadre de notre étude, nous avons, en accord avec les études antérieures, retrouvé une éversion du pied se marquant préférentiellement au niveau du talon.

Cette éversion est mise en évidence par l'augmentation à la fois des forces mais également du temps de contact au sol de la partie médiale du talon. Toutefois, à la différence de l'étude de Jonely et *al.* (2011), nous n'avons pas retrouvé de modifications de forces, de surfaces ou de pressions au niveau de la partie médiale de l'avant-pied, à savoir sous l'Hallux ou la 1ère tête métatarsienne. De même, aucune modification n'a été relevée concernant la surface de la partie médiale du talon à la différence de l'étude de Vie et *al.* (2013). Les différences constatées sont probablement dues au fait que le triple saut est une activité entrecoupée de périodes de repos et de ce fait n'entraîne pas de fatigue intense (Nardone et *al.* 1996). Néanmoins, l'originalité de cette étude a été de mettre en évidence que la répétition de prises d'appel dans un concours de triple saut entraîne une augmentation du temps de contact de la partie médiale du talon. Cette augmentation du temps de contact est probablement liée à l'éversion calcanéenne induite par l'action répétitive des contraintes mécaniques sur le pied. Cela provoque, dans le plan sagittal, une augmentation de la durée de la phase d'amortissement lors de l'appui. Cet accroissement significatif ($p=0,027$) du temps de contact du talon est soutenu par une diminution significative ($p=0,020$) de la vitesse antérieure du CdP.

Pour autant, les modifications spatio-temporelles de l'arrière-pied relevées dans notre étude peuvent-elles constituer un indicateur limitant la performance ?

Dans le contexte du triple saut, les forces d'impulsions produites lors de l'appel sont dépendantes de la qualité du dernier appui. En effet, la phase d'amortissement est déterminante pour l'efficacité de l'impulsion. Plus précisément, l'amortissement, qui est la prise de contact avec le sol, permet de transformer l'énergie potentielle élastique générée par la mise en tension des muscles en énergie cinétique favorable au mouvement. Pour que les forces d'impulsions soient utilisées de manière optimale, il est alors nécessaire que lesdites forces soient dans l'axe de la direction du déplacement. Cela implique que l'appui soit équilibré, stable et bref dans le temps pour permettre un passage du corps rapide vers l'avant. En d'autres termes, si le pied s'écrase sur sa partie médiale et que le temps d'appui au talon augmente alors

les muscles stabilisateurs et propulseurs devront travailler d'autant plus pour garder la même efficacité à chaque saut. La « plasticité » fonctionnelle du pied est donc un élément essentiel dans la recherche de la performance. Tant que la plasticité du pied est fonctionnelle alors le pied, même en modifiant sa morphologie et sa cinétique, reste efficace mais au prix d'une activité musculaire plus intense.

2.4 Conclusion

Il en résulte donc que l'éversion du pied et l'augmentation de la phase d'amortissement, dans un contexte biomécanique, ne sont pas des facteurs suffisants qui provoquent nécessairement une dégradation de la performance dans la pratique du triple saut dès lors que la plasticité du pied est conservée. Ainsi, le travail de renforcement des muscles intrinsèques du pied semble être une bonne indication pour l'athlète, l'entraîneur et le thérapeute podologue dans le processus d'optimisation de la performance.

EXPERIMENTATION 3

Comparaison de la répartition de l'appui lors d'une prise d'appel entre pieds nus et pieds chaussés

La **troisième expérimentation** compare les appuis plantaires, pieds nus et chaussés, lors de la prise d'appel d'un triple saut. Pour cela, notre recherche s'est orientée vers l'influence probable de la chaussure d'entraînement sur la répartition de l'appui au sol lors d'une prise d'appel. Une étude dynamique à l'aide d'une plateforme baropodométrique a été menée sur le pied d'appel pour mettre en lumière les effets positifs ou négatifs de la chaussure sur la qualité de l'appui. Peu d'études se sont intéressées au rôle de la chaussure lors d'une prise d'appel de saut. Tout d'abord, nous retrouvons quelques données anciennes sur les forces de réaction au sol subit par le pied lors d'un concours de triple saut (Ramsey & Williams (1985), Jin (1989) et Perttunen et al., 2000). Il en ressort que le pied supporte énormément de contraintes verticales lors du contact initial au sol et notamment sur la partie postérieure du pied. Plus précisément, les pressions maximales ont été localisées sur la partie médiale de l'arrière-pied et sur la colonne médiale du pied (Milani 1993). Ensuite, la forte contrainte mécanique impose au pied de modifier sa morphologie afin d'amortir et de transmettre ces-dites contraintes tout en conservant une bonne stabilité d'appui au sol. A ce titre, le pied semble adapter sa position à la contrainte de charges qu'il subit en déformant l'arche longitudinale médiale dans le sens d'une pronation. La déviation en pronation du pied entraîne des modifications de la cinématique sur l'ensemble du membre inférieur (Power & Clifford 2012 ; Khamis & Yizahr 2007 ; Pinto et al. 2008). Ces modifications ont été indiquées comme étant des facteurs favorisant l'apparition de nombreux désordres posturaux, douleurs et pathologies qui touchent spécifiquement le pied (Kutsar, 1988 ; Hay, 1993 ; Tome et al. 2006 ; Pohl et al. 2009 ; Ryan et al. 2009 ; Pimentel Rosario, 2013). Enfin, la chaussure joue un rôle important dans le contrôle, l'absorption et le transfert des contraintes mécaniques liées à la prise d'appel : la chaussure semble avoir un rôle positif dans la biomécanique du pied. Nous entreprenons comme hypothèse expérimentale que la chaussure contribue de manière positive à la fois à la prévention des blessures mais également à la performance dans le triple saut.

Protocole expérimental

L'impact du pied au sol durant une activité physique produit une onde vibratoire pouvant potentiellement entraîner des dommages sur le membre inférieur et le reste du corps. La chaussure, par l'utilisation de matériaux souples, permet d'atténuer ce choc vibratoire. L'étude suivante s'intéresse au rôle de la chaussure d'entraînement sur la répartition de l'appui lors d'une prise d'appel de triple saut. Pour ce faire, nous dévoilerons la méthode employée (3.1) puis nous indiquerons les résultats obtenus (3.2).

3.1 Méthode

Pour débiter, nous présenterons les caractéristiques anthropométriques des participants (3.1.1), puis nous exposerons l'équipement ayant servi à l'enregistrement des données (3.1.2) et terminerons par décrire la procédure expérimentale réalisée (3.1.3).

3.1.1 Participants

Pour la réalisation de l'étude, aucun bilan anthropométrique n'a été réalisé, chaque participant ayant rempli librement sur un questionnaire les informations relatives à leur taille, masse, pointure et pied d'appel.

Ce sont 12 triple sauteurs (7 garçons et 5 filles) sains, sportifs inscrits sur la liste d'athlètes de haut niveau et exempts de toutes pathologies qui se sont portés volontaires. Les participants ont été enregistrés au cours d'un stage national au CREPS de Boulouris du 22 au 26 octobre 2017.

Tous les participants ont donné leur consentement écrit. Par ailleurs, les participants ont accepté, sans aucune réserve, l'exploitation et l'analyse de leurs résultats pour cette étude.

Les caractéristiques moyennes anthropométriques (Tableau n°16) ressortant des indications données par les participants sont les suivantes :

Tableau n°16 : Données anthropométriques des participants (n=12)

	Taille (cm)	Masse (kg)	Pointure (Eur)
Moyenne	179	71	42
Ecart-Type	8,6	9,8	2
Médiane	178	70	42
Coef. Variation	5%	14%	5%

3.1.2 Équipement

Les enregistrements de la prise d'appel ont été réalisés à l'aide de la plateforme baro-podométrique *Footwork Pro*® de la société AM Cube (Figure n°41) sur la piste d'athlétisme du CREPS de Boulouris. L'analyse dynamique des pressions plantaires mesure les paramètres mécaniques du pied pendant l'appui. De plus, la plateforme permet de relever les vitesses de déplacements et les accélérations du Centre de Pression (CdP).



Figure n°41 : Plateforme baro-podométrique *Footwork Pro*®

Équipée de 4096 capteurs capacitifs (64x64) calibrés et formant une surface active de 490 mm x 490 mm, la plateforme est suffisamment large pour permettre une prise

d'appel de saut sans modifier la cinématique des participants. De plus, les caractéristiques mécaniques des capteurs capacitifs permettent une étude dynamique fiable.

Pour chaque enregistrement, la fréquence d'échantillonnage a été de 100 Hz de manière à restituer une analyse fiable du signal. Le logiciel FootWork Pro® (5.0.9.1) a permis à l'expérimentateur de manipuler les données issues des enregistrements.

3.1.3 Procédure expérimentale

Cette expérimentation a permis d'étudier l'effet de la chaussure sur la répartition des appuis lors de la prise d'appel d'un saut. A ce titre, nous avons réalisé une étude dynamique à l'aide d'une plateforme baropodométrique sur le pied qui a pris l'appel. Ceci nous a permis de comparer les différences dans la distribution des pressions plantaires et de faire ressortir les effets positifs ou négatifs de la chaussure sur la qualité de l'appui au moment de la prise d'appel.

Chaque participant a été évalué dans les conditions expérimentales suivantes : cinq prises d'appel successives pieds nus, sans chaussure ni chaussette (première condition, C1), et 5 prises d'appel successives avec les chaussures d'entraînement (seconde condition, C2). Chaque participant a bénéficié d'une période d'échauffement libre de vingt minutes de manière à se préparer de manière optimale pour les enregistrements.

L'athlète placé à quelques mètres de la plateforme a pris un élan réduit mais suffisant pour donner une impulsion maximale lors de l'appui sur la plateforme. Deux passages ont été effectués précédant le premier enregistrement afin de familiariser l'athlète avec la procédure d'enregistrement mais également de pouvoir déterminer sa position de départ par rapport à la plateforme. La capture des pressions plantaires a été randomisée et réalisée le nombre de fois nécessaire pour obtenir trois mesures valides de chaque pied (Hafer et *al.*, 2013, Maetzler et *al.*, 2010). Les appuis plantaires défectueux, inutilisables ou bien partiels ont été notifiés par l'expérimentateur et éliminés de l'étude.

Automatiquement, le logiciel FootWork Pro® calcule la moyenne des forces appliquées au sol et propose comme « appui moyen » l'appui le plus proche de la

Deuxième Partie : Expérimentations

Comparaison de la répartition de l'appui lors d'une prise d'appel entre pieds nus et pieds chaussés

moyenne calculée. Autrement dit, le logiciel ne prend pas en considération la moyenne calculée des appuis mais détermine comme « appui moyen » l'appui le plus proche de cette moyenne, ce qui tend à fausser les résultats obtenus. A cet effet, nous avons déterminé comme paramètres dynamiques les variables Force (F), Surface (S), Pression Maximale (PMax), Intégrale Pression-Temps (IPT), Temps de Contact (Tps Contact) et la Vitesse du CdP (VCdP) de manière à pouvoir évaluer les variations d'intensité d'une condition à l'autre. Pour cela, nous avons calculé la moyenne pour chaque variable du pied d'appel afin d'obtenir des valeurs plus justes.

En ce sens, l'expérimentateur a divisé le pied en 6 zones distinctes : Hallux (H), tête du 1^{er} métatarsien (M1), tête du 2^{ième} et 3^{ième} métatarsien (M2-M3), tête du 4^{ième} et 5^{ième} métatarsien (M4-M5), partie médiale du talon (TM) et partie latérale du talon (TL) (Figure n°42). Une correction visuelle a été réalisée par l'expérimentateur afin de s'assurer que les zones automatiquement sélectionnées par le logiciel correspondaient parfaitement aux structures anatomiques étudiées.

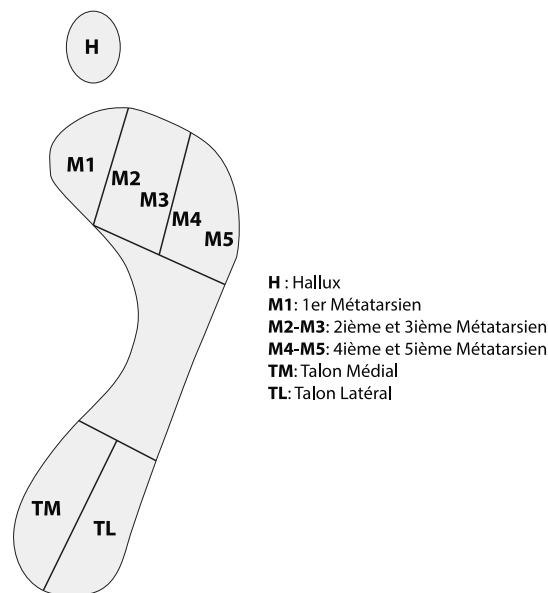


Figure n°42 : Zones anatomiques du pied sélectionnées pour l'étude

Pour analyser les effets du chaussage sur la qualité des appuis et notamment d'une zone anatomique précise du pied, nous avons utilisé deux indicateurs de comparaison, à savoir : le **coefficient de charge** et l'**indice de symétrie**.

Le **coefficient de charge** a été utilisé par Becker (1996) sur une population souffrant d'instabilité de la cheville. Cet indicateur permet l'analyse comparative de deux zones anatomiques dans une même condition (pieds nus ou pieds chaussés). Le coefficient de charge se définit comme le quotient de la variable étudiée (Ex : Forces, Surface, etc..) entre deux zones anatomiques du pied suivant la même condition. Autrement dit, le coefficient de charge permet de quantifier la zone anatomique du pied qui supporte le plus de charge dans une même condition.

Par convention dans cette recherche, nous comparerons toujours une zone médiale du pied par rapport à une zone latérale ou bien une zone postérieure par rapport à une zone antérieure.

$$\text{Coefficient de charge : } \frac{\text{Valeur de la variable de la zone anatomique 1 (médiale ou postérieure)}}{\text{Valeur de la variable de la zone anatomique 2 (latérale ou antérieure)}}$$

Un coefficient de charge proche de 1 indique que la répartition de charge de la variable étudiée est équitable entre les deux zones étudiées. Si ce coefficient est supérieur à 1, cela signifie que la variable étudiée est plus élevée sur la partie médiale ou postérieure. A l'inverse, si le coefficient est inférieur à 1, cela traduit que la variable étudiée est plus élevée sur la zone latérale ou antérieure.

L'**indice de symétrie** est un indicateur proposé par Herzog et *al.* (1989) qui permet d'analyser la même zone anatomique dans deux conditions expérimentales différentes (pieds nus versus pieds chaussés). L'indice de symétrie renseigne sur ce que représente, en pourcentage, l'écart entre les valeurs de la variable étudiée d'une zone anatomique suivant deux conditions expérimentales par rapport à la moyenne de ces deux valeurs.

$$\text{Indice de symétrie} = \frac{(X_1 - X_2)}{\left(\frac{X_1 + X_2}{2}\right)} \times 100$$

*X1 = valeur de la variable dans la condition 1
X2 = valeur de la variable dans la condition 2*

Une symétrie parfaite correspond à la valeur 0. Néanmoins, une tolérance est admise pour cet indicateur. La symétrie sera considérée comme acceptable lorsque le résultat de l'indice est compris entre -10% et +10%. Au-delà de +10%, la variable étudiée sera significativement plus élevée dans la condition 1. A l'opposé, un indice inférieur à -10% signifiera une variable plus forte dans la condition 2.

L'objectif de l'étude a été de comparer, lors de la prise d'appel, l'influence de la chaussure d'entraînement sur la qualité de l'appui. Plus précisément, il est intéressant d'évaluer la qualité de l'appui au moment du saut et notamment de comprendre l'impact d'une chaussure d'entraînement sur la répartition des contraintes sur l'appui plantaire.

Eu égard aux contraintes biomécaniques importantes supportées par le pied d'appel, nous partons de l'hypothèse expérimentale que la chaussure d'entraînement modifie la répartition de l'appui.

3.1.4 Analyse des données

3.1.4.a Méthode descriptive

Pour cette étude, nous avons utilisé la moyenne afin de déterminer le « centre » de la distribution, l'écart-type ainsi que le coefficient de variation comme indicateurs de dispersion autour de la tendance centrale. Ces paramètres nous renseignent sur l'homogénéité de la distribution.

3.1.4.b Méthode statistique

Nous avons réalisé une étude statistique intra-sujet à l'aide du logiciel Statistica (version 13, Statsoft France), afin de comparer la qualité des appuis des participants sous deux conditions : pieds nus (C1) et pieds chaussés (C2). L'hypothèse expérimentale est que la chaussure d'entraînement modifie de manière positive la répartition de l'appui lors de la prise d'appel.

Eu égard à l'absence de normalité (test de Shapiro-Wilk), à la faible distribution étudiée mais également à la forte dispersion autour de la valeur centrale, nous avons décidé de réaliser des tests non paramétriques, et notamment le Test de Wilcoxon apparié, pour tester la signification statistique de la différence entre les scores obtenus respectivement sous les deux conditions expérimentales. Les valeurs de $p < 0,05$ ont été considérées comme significatives.

3.2 Résultats

3.2.1 L'indice de symétrie

3.2.1.a La variable « Forces »

Les Forces étudiées correspondent aux forces verticales de réaction au sol lors de l'appui. L'analyse des résultats nous indique une différence significative pour la variable « Forces » concernant les zones anatomiques de M1, M2-M3, Talon Médial et Talon Latéral. La comparaison des données entre la condition C1 (pieds nus) et la condition C2 (pieds chaussés), représentée par le Tableau n°17, indique une diminution significative des forces verticales sous M1 ($p=0,028$), sous M2-M3 ($p=0,0022$), sous la partie médiale du talon ($p=0,096$) et sous la partie latérale du talon ($p=0,028$). S'agissant de l'Hallux, aucun effet significatif n'est relevé.

Cette analyse statistique est appuyée par un fort indice de symétrie (M1 36% ; M2-M3 57% ; Talon Médial 73% et Talon Latéral 29 %), ce qui semble confirmer que la chaussure diminue les forces appliquées sur le pied lors de la prise d'appel, notamment au niveau de la partie médiale du talon (Talon Médial) et sous les 2^{ème} et 3^{ème} têtes métatarsiennes (M2-M3).

Tableau n°17 : Valeurs moyennes, écart-type, coefficient de variation (%) et indice de symétrie (%) de la variable « Forces » (N) de la même zone anatomique du pied suivant les deux conditions pour les 12 participants

	Pieds Nus	Pieds Chaussés	Indice de Symétrie %	P. * $p < 0,05$
Forces Hallux (N)	134 ± 38,2 (28%)	159 ± 78,6 (49%)	-16 %	0,3465
Forces M1 (N)	290 ± 57,5 (20%)	200 ± 126 (63%)	36 %	0,028 *
Forces M2-M3 (N)	471 ± 78,3 (17%)	263 ± 121,4 (46%)	57 %	0,0022 *
Forces Talon Médial (N)	138 ± 62,2 (45%)	65 ± 41,9 (65%)	73 %	0,0096 *
Forces Talon Latéral (N)	93 ± 40,7 (44%)	69 ± 42 (61%)	29 %	0,028 *

3.2.1.b La variable « Pression Maximale » (PMax)

L'analyse des résultats nous indique une différence significative pour la variable « Pression Maximale » concernant les zones anatomiques de M1 et de M2-M3.

La comparaison des données entre la condition C1 (pieds nus) et la condition C2 (pieds chaussés), représentée par le Tableau n°18, indique une diminution significative de la pression maximale sous M1 ($p=0,034$) et sous M2-M3 ($p=0,0047$). S'agissant des autres zones anatomiques, aucun effet significatif n'est relevé.

La faible valeur de l'indice de symétrie (M1 11% ; M2-M3 22%) semble indiquer que la chaussure a un effet très faible sur les pressions maximales du pied lors de la prise d'appel.

Tableau n°18 : Valeurs moyennes, écart-type, coefficient de variation (%) et indice de symétrie (%) de la variable « Pression Maximale » (KPa) de la même zone anatomique du pied suivant les deux conditions pour les 12 participants

	Pieds Nus	Pieds Chaussés	Indice de Symétrie %	P. * $p<0.05$
PMAX Hallux (KPa)	442,2 ± 84,28 (19%)	420 ± 100,55 (24%)	5 %	0,28
PMAX M1 (KPa)	413,1 ± 42,96 (10%)	370,3 ± 77,97 (21%)	11 %	0,034 *
PMAX M2-M3 (KPa)	421,5 ± 22,43 (5%)	337,8 ± 61,41 (18%)	22 %	0,0047 *
PMAX Talon Médial (KPa)	376,8 ± 67,42 (18%)	318,9 ± 89,1 (28%)	17 %	0,059
PMAX Talon Latéral (KPa)	374,6 ± 62,44 (16%)	364,2 ± 45,91 (12%)	3 %	0,25

3.2.1.c La variable « Temps de contact »

L'analyse des résultats nous indique une différence significative pour la variable « Temps de contact » concernant toutes les zones anatomiques étudiées.

La comparaison des données entre la condition C1 (pieds nus) et la condition C2 (pieds chaussés), représentée par le Tableau n°19, indique une diminution significative du temps de contact au sol de l'Hallux ($p=0,028$), de M1 ($p=0,0047$), de M2-M3 ($p=0,0053$), de la partie médiale du talon ($p=0,045$) et de la partie latérale du talon ($p=0,040$).

La faible valeur de l'indice de symétrie (Hallux 8% ; M1 10% ; M2-M3 9% ; Talon Médial 12% et Talon Latéral 20%) semble indiquer que la chaussure a un effet très faible sur le temps de contact au sol du pied lors de la prise d'appel.

Deuxième Partie : Expérimentations

Comparaison de la répartition de l'appui lors d'une prise d'appel entre pieds nus et pieds chaussés

Tableau n°19 : Valeurs moyennes, écart-type, coefficient de variation (%) et indice de symétrie (%) de la variable « Pression Maximale » (KPa) de la même zone anatomique du pied suivant les deux conditions pour les 12 participants

	Pieds Nus	Pieds Chaussés	Indice de Symétrie %	P. *p<0.05
Temps de contact Hallux (ms)	153 ± 33 (22%)	142 ± 27 (19%)	8 %	0,028 *
Temps de contact M1 (ms)	164 ± 28 (17%)	148 ± 30 (20%)	10 %	0,0047 *
Temps de contact M2-M3 (ms)	167 ± 30 (18%)	152 ± 28 (19%)	9 %	0,0053 *
Temps de contact Talon Médial (ms)	100 ± 25 (25%)	88 ± 22 (25%)	12 %	0,045 *
Temps de contact Talon latéral (ms)	101 ± 31 (31%)	82 ± 25 (31%)	20 %	0,040 *

3.2.1.d La variable « Surface »

L'analyse des résultats ne montre aucune différence significative pour la variable « Surface » concernant toutes les zones anatomiques étudiées (Tableau n°20).

Néanmoins, les valeurs concernant l'Hallux ($p=0,050$), M1 ($p=0,059$) et le Talon Latéral ($p=0,055$) sont très proches du seuil de significativité. La faible cohorte étudiée peut être une limite dans l'expression de cette variable.

L'indice de symétrie semble indiquer également que la chaussure modifierait de manière plus importante la surface d'appui de l'Hallux (22%) et de M1 (21%) lors de la prise d'appel.

Tableau n°20 : Valeurs moyennes, écart-type, coefficient de variation (%) et indice de symétrie (%) de la variable « Surface » (mm²) de la même zone anatomique du pied suivant les deux conditions pour les 12 participants

	Pieds Nus	Pieds Chaussés	Indice de Symétrie %	P. *p<0.05
Surfaces Hallux (mm ²)	10,48 ± 4,47 (43%)	13,1 ± 1,92 (15%)	-22 %	0,050
Surfaces M1 (mm ²)	15,71 ± 3,16 (20%)	19,33 ± 4,26 (22%)	-21 %	0,059
Surfaces M2-M3 (mm ²)	23,39 ± 4,37 (19%)	24 ± 3,60 (15%)	-3 %	0,522
Surfaces Talon Médial (mm ²)	25,3 ± 5,01 (20%)	27,7 ± 6,47 (23%)	-9 %	0,130
Surfaces Talon Latéral (mm ²)	22,67 ± 4,40 (19%)	26,55 ± 5,81 (22%)	-16 %	0,055

3.2.1.e La variable « Intégrale Pression-Temps »

L'analyse des résultats nous indique une différence significative pour la variable « Intégrale Pression-temps » concernant les zones anatomiques de M1, M2-M3, Talon Médial et Talon Latéral.

La comparaison des données entre la condition C1 (pieds nus) et la condition C2 (pieds chaussés), représentée par le Tableau n°21, indique une diminution significative de la quantité de pression dans le temps sous M1 ($p=0,0028$), sous M2-

M3 ($p=0,0022$), sous la partie médiale du talon ($p=0,0033$) et sous la partie latérale du talon ($p=0,0099$). S'agissant de l'Hallux, aucun effet significatif n'est relevé.

Cette analyse statistique est appuyée par un très fort indice de symétrie (M1 66% ; M2-M3 70% ; Talon Médial 86% et Talon Latéral 48 %), ce qui semble confirmer que la chaussure diminue la quantité de pression appliquée sur le pied lors de l'appui, notamment au niveau de la partie médiale du talon (Talon Médial), sous les 2^{ème} et 3^{ème} têtes métatarsiennes (M2-M3) et sous la 1^{ère} tête métatarsienne (M1).

Tableau n°21 : Valeurs moyennes, écart-type, coefficient de variation (%) et indice de symétrie (%) de la variable « Intégrale Pression-Temps » de la même zone anatomique du pied suivant les deux conditions pour les 12 participants

	Pieds Nus	Pieds Chaussés	Indice de Symétrie %	P. * $p<0.05$
Intégrale P-T Hallux	249,6 ± 95,2 (38%)	203 ± 107,2 (53%)	20 %	0,272
Intégrale P-T M1	329 ± 77,6 (24%)	165,5 ± 65,5 (40%)	66 %	0,0028 *
Intégrale P-T M2-M3	374,4 ± 99,2 (27%)	178,9 ± 55,85 (31%)	70 %	0,0022 *
Intégrale P-T Talon Médial	89,58 ± 33,93 (38%)	35,75 ± 18,28 (51%)	86 %	0,0033 *
Intégrale P-T Talon Latéral	63,6 ± 26,10 (41%)	39 ± 22,77 (58%)	48 %	0,0099 *

3.2.2 Le coefficient de charge

3.2.2.a Entre le Talon Médial et le Talon Latéral

L'analyse des résultats nous indique une différence significative entre le Talon Médial et le Talon Latéral pour la variable « Forces » et la variable « Intégrale Pression-Temps » uniquement dans la condition C1 (pieds nus).

La comparaison des données entre le Talon Médial et le Talon Latéral, représentée par le Tableau n°22, indique une différence significative des forces ($p=0,007$) et de l'intégrale Pression-Temps ($p=0,018$) sous la partie médiale du talon. S'agissant des autres variables, aucun effet significatif n'est relevé.

Le coefficient de charge illustre que, dans la condition C1, le Talon Médial supporte plus de charges, notamment pour la variable « Forces » (1,48) et la variable « Intégrale Pression-Temps » (1,40). Dans la condition C2, aucune différence significative n'est relevée. Cette observation est confortée par les valeurs du coefficient de charge qui se réduit nettement pour toutes les variables et tend à montrer une répartition de charges équitables. Ces résultats semblent indiquer que la chaussure diminue la différence de charge pour les forces et la quantité de pression durant la prise d'appel entre le Talon Médial et le Talon Latéral.

Tableau n°22 : Coefficient de charge et significativité entre le Talon Médial et le Talon Latéral de la variable « Forces » (N), de la variable « Pression Maximale » (KPa), de la variable « Temps de contact » (ms) et de la variable « Intégrale Pression-Temps » des 12 participants suivant les deux conditions

TALON MED / TALON LAT				
	PIEDS NUS		PIEDS CHAUSSÉS	
	Coefficient de charge	Significativité (p)	Coefficient de charge	Significativité (p)
Forces (N)	1,48	0,007 *	0,93	0,87
PMax (KPa)	1	0,504	0,87	0,116
Int P-Tps	1,40	0,018 *	0,91	0,875
Tps de Contact (ms)	0,99	0,865	1,07	0,123

3.2.2.b Entre la 1^{ière} tête métatarsienne (M1) et l'Hallux

L'analyse des résultats nous indique une différence significative entre M1 et l'Hallux pour la variable « Forces » et la variable « Intégrale Pression-Temps » uniquement dans la condition C1 (pieds nus), et pour la variable « Temps de contact » dans les deux conditions C1 et C2.

La comparaison des données entre M1 et l'Hallux, représentée par le Tableau n°23, indique une différence significative des forces ($p=0,0022$), de l'intégrale Pression-Temps ($p=0,022$) et du temps de contact au sol ($p=0,044$) au profit de M1 dans la condition expérimentale C1. S'agissant de la variable Pmax, aucun effet significatif n'est relevé. Dans la condition C2, la comparaison des données montre une différence significative uniquement du temps de contact au sol ($p=0,042$).

Le coefficient de charge nous indique que, dans la condition C1, M1 supporte beaucoup de charges, notamment pour la variable « Forces » (2,15) et la variable « Intégrale Pression-Temps » (1,31). Dans la condition C2, les valeurs du coefficient de charge se réduisent pour toutes les variables, voire s'inversent pour la variable « Intégrale Pression-Temps », et tendent à montrer une répartition de charges plus équitables. Ces résultats semblent indiquer que la chaussure diminue la charge sur M1 pour toutes les variables et harmonise davantage l'appui entre M1 et l'Hallux. Enfin, le temps de contact au sol reste toujours plus important sous M1 dans la condition C2.

Deuxième Partie : Expérimentations

Comparaison de la répartition de l'appui lors d'une prise d'appel entre pieds nus et pieds chaussés

Tableau n°23 : Coefficient de charge et significativité entre M1 et l'Hallux de la variable « Forces » (N), de la variable « Pression Maximale » (KPa), de la variable « Temps de contact » (ms) et de la variable « Intégrale Pression-Temps » des 12 participants suivant les deux conditions

	M1 / HALLUX			
	PIEDS NUS		PIEDS CHAUSSES	
	Coefficient de charge	Significativité (p)	Coefficient de charge	Significativité (p)
Forces	2,15	0,0022 *	1,26	0,195
PMax	0,93	0,136	0,88	0,182
Int P-Tps	1,31	0,022 *	0,81	0,136
Tps de Contact	1,07	0,044 *	1,04	0,042 *

3.2.2.c Entre la 1^{ière} tête métatarsienne (M1) et la 2^{ème} et 3^{ème} tête métatarsienne (M2-M3)

L'analyse des résultats nous indique une différence significative entre M1 et M2-M3 pour la variable « Forces » dans les deux conditions expérimentales et pour la variable « Intégrale Pression-Temps » uniquement dans la condition C1 (pieds nus). Concernant la condition C1, la comparaison des données entre M1 et M2-M3, représentée par le Tableau n°24, indique une différence significative des forces ($p=0,0022$) et de l'intégrale Pression-Temps ($p=0,034$) au profit de M2-M3. S'agissant des autres variables, aucun effet significatif n'est relevé.

Le coefficient de charge nous indique que, dans la condition C1, la zone anatomique M2-M3 supporte plus de charges, notamment pour la variable « Forces » (0,62) et la variable « Intégrale Pression-Temps » (0,89). Dans la condition C2, seule la variable « Forces » présente une différence significative toujours au profit de M2-M3. Cette observation est confortée par les valeurs du coefficient de charge qui se réduit nettement pour toutes les variables, et tend à montrer une répartition de charges plus équitables. Nous notons également que le coefficient de charge s'inverse pour la variable « PMax ». Ces résultats semblent montrer que la chaussure modifie la différence de charge durant l'appui entre le M1 et M2-M3.

Deuxième Partie : Expérimentations

Comparaison de la répartition de l'appui lors d'une prise d'appel entre pieds nus et pieds chaussés

Tableau n°24 : Valeurs moyennes, écart-type, coefficient de variation (%) et coefficient de charge de la variable « Forces » (N), de la variable « Pression Maximale » (KPa), de la variable « Temps de contact » (ms) et de la variable « Intégrale Pression-Temps » des 12 participants suivant les deux conditions

	M1 / M2 M3			
	PIEDS NUS		PIEDS CHAUSSES	
	Coefficient de charge	Significativité (p)	Coefficient de charge	Significativité (p)
Forces	0,62	0,0022 *	0,76	0,041 *
PMax	0,98	0,388	1,10	0,169
Int P-Tps	0,89	0,034 *	0,92	0,530
Tps de Contact	0,98	0,067	0,97	0,067

De tout ceci il résulte que l'étude sur la comparaison de la répartition de l'appui lors d'une prise d'appel de triple saut entre pieds nus et pieds chaussés fournit des informations précises à la fois sur l'influence de la chaussure mais également des zones du pied qui subissent le plus de modifications.

Tout d'abord, nous pouvons faire ressortir de l'étude que le port d'une chaussure de running modifie significativement les différentes variables qui caractérisent la qualité de l'appui lors de la prise d'appel. D'une manière générale, la chaussure diminue significativement l'intensité des variables Forces, Pression Maximale, Temps de Contact et Intégrale Pression-Temps au niveau des différentes zones du pied.

Ensuite, l'influence de la chaussure ne modifie pas la préférence d'appui sur l'avant-pied des athlètes lors de la prise d'appel. Plus précisément, la chaussure ne semble pas modifier la zone de l'avant-pied comme zone préférentielle d'appui lors de la prise d'appel.

Enfin, la diminution du temps de contact au sol associée à la diminution de l'Intégrale Pression-Temps orientent l'analyse vers une recherche de la vitesse moyenne sagittale du CdP et du temps de contact au sol du talon lors de la prise d'appel (Tableau n°25 *infra*).

Tableau n°25 : Valeurs de la variable "temps de contact" durant la phase d'amortissement et de la vitesse moyenne du CdP du pied d'appel des 12 participants suivant les deux conditions.

	Pieds Nus	Pieds Chaussés	P. *p<0.05
Temps contact talon (ms)	27,1	34,2	0,034 *
Vitesse Moyenne (ms)	992,1	1236,5	0,0076 *

Les résultats montrent une augmentation de la vélocité moyenne sagittale du CdP (992 ± 267 / 1235 ± 172) dans la condition C2. Parallèlement, le temps de contact au sol du talon durant la phase d'amortissement augmente (27 ± 9 / 34 ± 12).

En conclusion de cette étude, nous pouvons indiquer que la chaussure de running modifie la répartition de l'appui du pied lors de la prise d'appel. Concernant l'arrière-pied, l'influence s'exprime de manière préférentielle sur la partie médiale de l'arrière-pied notamment avec une baisse de la variable Forces et de la variable Intégrale Pression-Temps ce qui pourrait nous faire conclure à une diminution de l'éversion calcanéenne. S'agissant de l'avant-pied, la chaussure diminue l'intensité des différentes variables (à l'exception de la Surface) sans déséquilibrer le rapport entre l'arrière-pied et l'avant-pied au profit de l'avant-pied. Autrement dit, la chaussure n'oriente pas davantage l'appui sur l'avant-pied. La zone anatomique M2-M3 est la zone qui subit le plus de modifications par le port de chaussures d'entraînement. Malgré les fortes modifications subies par M2-M3, cette zone reste celle qui supporte le plus de Forces, qui passe le plus de temps au sol sans modifier sa Surface. A l'opposé, l'Hallux est la zone anatomique qui subit le moins de modifications sur l'ensemble des variables étudiées. Pieds chaussés, l'Hallux subit la plus forte Pression Maximale et supporte la plus grande quantité de pression dans le temps (Intégrale Pression-Temps). Quant à la zone anatomique M1, elle subit les mêmes modifications que la zone M2-M3 mais à un degré moindre, ce qui tend à réduire le déséquilibre entre ces deux zones.

3.3 Discussion

L'objectif de cette étude a été de comparer la répartition de l'appui lors d'une prise d'appel de triple saut entre pieds nus et pieds chaussés. Plus exactement, notre recherche s'est orientée vers l'influence possible de la chaussure d'entraînement sur la répartition de l'appui au sol lors d'une prise d'appel.

D'un point de vue descriptif, les résultats ont révélé que le port de la chaussure d'entraînement semble diminuer l'éversion calcanéenne et équilibrer le rapport des différentes variables étudiées de l'avant-pied entre les zones anatomiques de l'Hallux, de M1 et de M2-M3.

D'un point de vue statistique, en comparant une même zone anatomique suivant les deux conditions expérimentales, les résultats ont montré que le port d'une chaussure d'entraînement lors de la prise d'appel du triple saut entraîne une réduction significative de la variable **Forces** sous M1 ($p=0,028$), sous M2-M3 ($p=0,0022$), sous la partie médiale du talon ($p=0,096$) et sous la partie latérale du talon ($p=0,028$), de la variable **Pression Maximale** sous M1 ($p=0,034$) et sous M2-M3 ($p=0,0047$), de la variable **Temps de Contact** sous l'Hallux ($p=0,028$), de M1 ($p=0,0047$), de M2-M3 ($p=0,0053$), de la partie médiale du talon ($p=0,045$) et de la partie latérale du talon ($p=0,040$) et de la variable **Intégrale Pression-Temps** sous M1 ($p=0,0028$), sous M2-M3 ($p=0,0022$), sous la partie médiale du talon ($p=0,0033$) et sous la partie latérale du talon ($p=0,0099$).

Parallèlement, en comparant deux zones anatomiques du pied suivant la même condition expérimentale, les résultats ont indiqué que la chaussure engendre une diminution significative des **Forces** et de l'**Intégrale Pression-Temps** entre le Talon médial et le Talon Latéral (forces ($p=0,007$); Intégrale Pression-Temps ($p=0,018$) et entre M1 et l'Hallux (forces ($p=0,0022$), Intégrale Pression-Temps ($p=0,022$)). Il en est de même concernant l'**Intégrale Pression-Temps** entre M1 et M2-M3 (Intégrale Pression-Temps ($p=0,034$)) et le **temps de contact** au sol entre M1 et l'Hallux ($p=0,042$). De plus, les résultats de l'analyse ont révélé une augmentation significative de la durée de la phase d'amortissement du talon ($p=0,034$) ainsi qu'une augmentation de la vitesse sagittale ($p=0,076$) du Centre de Pression (CdP).

Ces résultats confirment notre hypothèse expérimentale de départ selon laquelle la chaussure d'entraînement modifie la répartition de l'appui du pied d'appel. La modification se traduit par une diminution des contraintes mécaniques sur le pied qui s'exprime par une baisse significative des Forces et de l'Intégrale Pression-Temps notamment au niveau de la partie médiale de l'arrière-pied. De plus, le rapport des différentes zones anatomiques de l'avant-pied s'équilibre au profit d'une meilleure répartition des variables étudiées. Autrement dit, la chaussure d'entraînement semble apporter une « protection » au pied par son rôle dans la diminution des contraintes mécaniques. La zone M2-M3 subit le plus de modifications et réduit significativement l'intensité de ses variables. Dans le même temps, l'Hallux subit peu de modifications par le port de la chaussure ce qui tend à renforcer son action par rapport aux zones M2-M3 et M1. Enfin, la chaussure d'entraînement ne semble pas

altérer les facteurs biomécaniques de l'appui car elle permet une diminution des contraintes mécaniques liées à l'impact du talon au sol tout en augmentant la vitesse sagittale vers l'avant du CdP. D'une manière générale, la localisation du Centre de Pression et le zonage de la distribution des pressions plantaires est une méthode pour évaluer les forces qui s'appliquent sur le pied. Les pressions sont initialement concentrées sur le bord latéral du talon puis migrent rapidement vers le bord médial du talon et de l'avant-pied où deux pics de même intensité se démarquent sous la première (M1) et deuxième (M2) tête métatarsienne. Cette distribution des charges semble être un référentiel dans les appuis dynamiques plantaires (Novacheck 1998).

Ce travail s'inscrit difficilement dans le prolongement de travaux antérieurs. En effet, nous ne retrouvons pas d'études ayant mis en évidence les effets d'une chaussure d'entraînement sur la répartition de l'appui plantaire lors d'une prise d'appel de saut. Quelques études se sont toutefois intéressées aux contraintes mécaniques que subit le pied dans le triple saut. A ce titre, l'étude de Ramsey & Williams (1985) a étudié les forces de réaction au sol subies par le pied dans les trois phases du triple saut. Ils ont enregistré les forces verticales de quatre triple-sauteurs à l'aide d'une plateforme de force (Kistler Model 9821A) installée sur une piste extérieure. Tout d'abord, les résultats ont montré une intensité très forte concernant les forces verticales durant la phase d'attaque du talon au sol pour les trois moments du triple saut. Ensuite, les résultats ont indiqué que lors de l'attaque initiale du talon au sol les forces verticales correspondaient de 7 à 12 fois au poids du corps de l'athlète. Ce résultat est bien supérieur aux données renseignées pour le saut en longueur (6 à 7 fois le poids du corps), pour le sprint (4 fois le poids du corps) ou encore la course (2 fois le poids du corps). Concernant la phase de poussée de l'avant-pied, les forces verticales relevées correspondaient de 3 à 5 fois au poids du corps. Enfin, l'étude a indiqué une diminution de la vitesse horizontale durant la phase de contact au sol.

Cette étude est confortée quelques années plus tard par l'étude de Jin (1989) qui confirme la forte intensité des forces verticales au moment de la prise d'appel du pied. Les résultats ont montré deux pics de forces verticales de réaction au sol. Le 1^{er} pic d'attaque initial du talon a enregistré une intensité allant de 10 à 14 fois le poids. Cette phase est « passive » c'est-à-dire que le système musculaire ne peut pas modifier son activité. Tout au long de cet impact, l'athlète ne peut s'opposer

activement à la surcharge de contraintes. C'est le moment le plus critique de l'appui et la conséquence immédiate d'une telle situation est le risque accru d'accidents sur le système ostéo-ligamento-musculo-tendineux (Duboy et *al.* 2000).

Le 2^{ème} pic a montré une charge 4 à 5 fois supérieure à celle du poids du corps. Cette phase est « active » car elle correspond à la phase d'appui sur l'avant-pied illustrant la relance vers l'avant du pas suivant. Autrement dit, la pression maximale lors du triple saut se trouve sous la zone du talon et sous la zone de l'avant-pied (Perttunen et *al.*, 2000).

Le pied semble donc subir de fortes contraintes mécaniques que le triple sauteur doit être capable de tolérer. En 1993, Milani et son équipe ont étudié plus en détail la localisation des forces exercées sous le pied lors d'un concours de triple saut. Plus précisément, leur étude a investigué la distribution des pressions plantaires, et notamment les pressions maximales lors de la prise d'appel, à l'aide de capteurs piezocéramiques installés dans la chaussure. Les pressions les plus fortes sont retrouvées sur la partie médiale de l'arrière-pied et sur la colonne médiale du pied. Les auteurs ont insisté sur la fonction importante du premier rayon (1^{er} métatarsien et hallux) dans la propulsion du corps vers l'avant dans la prise d'appel.

Outre le peu d'études illustrant les contraintes mécaniques du pied dans le triple saut, la faible population étudiée (4 participants pour Ramsey & Williams, 7 pour Perttunen et *al.*, et non renseigné pour Milani) et le manque de précisions sur le mode de chaussage des participants constituent des limites importantes dans la perspective de notre étude avec les recherches antérieures. L'ancienneté des études nous emmène à penser également que la technologie des fabricants de chaussures, et notamment dans le concept dynamique d'amortissement et de stabilité, a beaucoup évolué rendant ainsi la comparaison difficile.

Toutefois, ces études démontrent, de manière consensuelle, que les triples sauteurs subissent de fortes contraintes mécaniques, notamment au moment du contact initial du talon au sol et lors de la phase de poussée avec l'avant pied. En effet, la force exercée sur le pied oblige celui-ci à modifier sa morphologie dont le double objectif serait d'amortir la contrainte mécanique mais également de transmettre cette contrainte vers l'avant-pied. Plus précisément, la contrainte mécanique modifie la posture du pied orientant la contrainte préférentiellement vers la partie médiale du pied (Nyska et *al.* 1997). De plus, lorsque le rythme de course augmente, la force et

la pression maximale augmentent au-dessous de toute la partie du pied (Fourchet et *al.* 2012). Au surplus, et en fonction du chaussage, notamment avec des chaussures à pointes, les charges ont tendance à augmenter l'appui sur les têtes métatarsiennes médiales (Fourchet et *al.* 2007). Les contraintes semblent se diriger majoritairement vers la colonne médiale du pied et par conséquent solliciter davantage les muscles plantaires intrinsèques médiaux. En ce sens, l'étude de Kelly et *al.* (2012) a montré que l'activation des muscles intrinsèques du pied était étroitement corrélée avec les oscillations corporelles médio-latérales lors d'un appui unipodal. L'augmentation d'activité musculaire a été observée le long du bord médial du pied. L'étude conclut sur l'existence d'une corrélation entre l'activation des muscles intrinsèques plantaires et la demande de stabilisation posturale lors de l'appui unipodal. Autrement dit, les muscles intrinsèques du pied sont essentiels dans le contrôle postural. Ils sont recrutés de manière à stabiliser le pied et maintenir l'équilibre corporel dans le sens médio-latéral en appui unipodal.

De plus, dans le prolongement des travaux de Kelly et *al.* (2012), l'étude de Miller et *al.* (2014) a montré que les muscles intrinsèques du pied dont la fonction est de maintenir l'arche médiale du pied fournissent un travail plus intense dans une chaussure minimaliste que dans une chaussure classique d'entraînement. Les auteurs ont insisté sur le fait que les muscles plantaires du pied fonctionnent naturellement comme un ressort qu'il est nécessaire de laisser fonctionner librement. Cela permettrait une meilleure raideur de l'arche médiale du pied mais également une plus grande capacité de production de force au moment de la déformation de l'arche médiale plantaire.

De tout ceci, il résulte que les contraintes mécaniques associées à la vitesse de course ainsi que le type de chaussage modifient la posture du pied et ont tendance à déplacer les charges vers la partie médiale du pied. Par conséquent, le pied semble adapter sa position à la contrainte de charges qu'il subit en déformant l'arche longitudinale médiale dans le sens d'une pronation. La déviation en pronation du pied, et notamment le non alignement de l'arrière-pied en éversion calcanéenne, entraîne des modifications de la cinématique sur l'ensemble du membre inférieur (Power & Clifford 2012 ; Khamis & Yizahr 2007 ; Pinto et *al.* 2008). Les fortes contraintes et la pronation du pied ont été indiquées comme étant des facteurs favorisant l'apparition de nombreux désordres posturaux, douleurs et pathologies qui

touchent spécifiquement le pied (Kutsar, 1988 ; Hay, 1993 ; Tome et *al.* 2006 ; Pohl et *al.* 2009 ; Ryan et *al.* 2009 ; Pimentel Rosario, 2013). Plus exactement, l'éversion du pied entraîne une diminution de hauteur de l'arche longitudinale médiale et des pressions plus élevées dans la partie médiale du pied (Hillstrom et *al.* 2013, Deepashini et *al.* 2014).

D'un point de vue mécanique, l'adaptation commence au niveau de l'arrière-pied, et notamment de l'articulation subtalaire qui réalise des mouvements complexes de pronation/supination par rapport au tibia. Tout d'abord, lors de l'attaque du talon au sol, le pied est verrouillé en position d'inversion afin de lutter contre l'impact violent entre le sol et le pied. La dorsiflexion de la cheville permet la progression du CdP vers l'avant et entraîne une rotation médiale du tibia associée à une pronation du pied. Ensuite, c'est lorsque le membre inférieur est en charge complète que la pronation maximale intervient : c'est la phase d'absorption. Le phénomène de pronation « déverrouille » l'articulation transverse du tarse médiale, ce qui permet au pied d'augmenter sa flexibilité et d'acquérir une meilleure efficacité dans sa fonction d'absorbeur de choc (Novacheck 1998). Enfin, lorsque la phase d'absorption est achevée, le pied recherche une position neutre. Pour cela, l'articulation transverse du tarse se « verrouille », ce qui permet au pied d'être plus rigide et de participer de manière active à la propulsion : c'est la phase de restitution.

Dans le cadre de notre étude, nous avons, en accord avec les études antérieures, retrouvé une surcharge de contraintes sur la partie médiale du talon mais uniquement lorsque la prise d'appel a été effectuée pieds nus. Sans contrainte, notamment de chaussage, le pied a toute liberté de modifier sa structure intrinsèque, de se déformer afin de lutter contre l'augmentation brutale de charges.

Dans un travail d'optimisation des appuis plantaires, notre approche a été de comprendre si la chaussure d'entraînement avait un rôle positif dans le contrôle de la phase d'absorption du pied afin que celle-ci ne soit pas un facteur dégradant de la performance. Autrement dit, il serait intéressant de contrôler la pronation du pied dans son appui, et particulièrement grâce à la chaussure d'entraînement. Selon Winter et Bishop (1992), « *la chaussure d'entraînement est destinée à protéger ou atténuer des possibles effets néfastes des forces de réaction au sol* ». Pour cela, les auteurs ont indiqué trois caractéristiques essentielles dans le rôle mécanique de la chaussure d'entraînement :

- Réduire le choc initial du talon
- Contrôler les mouvements de l'arrière-pied
- Stabiliser l'avant-pied

Les résultats de notre étude suggèrent, dans le prolongement de Winter et Bishop, que la chaussure d'entraînement semble permettre un contrôle de la pronation au niveau de l'arrière-pied, une diminution des forces de réaction au sol et une stabilisation de l'appui de l'avant-pied. Ces résultats s'inscrivent dans le prolongement de l'étude de Power & Clifford (2012) ayant mis en évidence l'influence d'une surélévation de l'arrière-pied sur la pronation du pied. Les auteurs ont montré que la surélévation du talon a entraîné une réduction significative de la pronation et ceci sans ajouter une correction orthétique de l'arrière-pied dans le but de positionner l'articulation subtalaire en position neutre.

La chaussure d'entraînement possède une semelle extérieure dont l'épaisseur est plus importante au talon qu'à l'avant-pied. Cette dénivellation entre le talon et l'avant-pied semble donc être un facteur positif à plusieurs niveaux.

Premièrement, dans notre étude, nous avons observé une diminution significative des **Forces** et de l'**Intégrale Pression-Temps** entre le Talon médial et le Talon Latéral (forces ($p=0,007$) au profit du Talon latéral. Autrement dit, la différence des deux variables étudiées s'est réduite avec le port de la chaussure d'entraînement. Nous pouvons donc conclure à une éventuelle diminution de la pronation de l'arrière-pied avec le port de la chaussure d'entraînement, et ceci en accord avec l'étude de Power et Clifford (2012). Cet effet positif sur la pronation est à mettre en perspective avec la qualité et la souplesse de la mousse qui compose la semelle extérieure de la chaussure d'entraînement. Une mousse trop souple pourrait augmenter les forces verticales au niveau du pied (Baltich et al. 2015). Il est donc important que la semelle extérieure soit sécurisante avec une dureté suffisante car une mousse trop souple ne serait pas capable de contrôler le phénomène de pronation du pied. Cette épaisseur est nécessaire pour contrecarrer le 1^{er} pic de forces, ce moment même où l'appui de l'athlète est dans une phase musculaire passive.

Deuxièmement, l'augmentation de l'épaisseur de la semelle de la chaussure semble permettre de minimiser les à-coups en allongeant le temps nécessaire pour que la force maximale exercée par le pied soit atteinte. Notre étude nous indique une augmentation significative de la durée de la phase d'amortissement du talon

($p=0,034$) avec la chaussure d'entraînement comparativement aux pieds nus. La diminution de l'intensité des forces et l'allongement du temps de contact du talon sont illustrés sur la figure n°43. Cette figure représente l'efficacité d'une chaussure lors d'un appui (Duboy et al. 2000). Ce résultat peut orienter notre conclusion sur le fait que la chaussure permettrait au pied de prendre le temps d'emmagasiner l'énergie liée à la déformation de sa structure tout en minimisant les contraintes corporelles. La chaussure pourrait donc avoir un rôle positif dans la protection du pied mais également dans la biomécanique de l'appui.

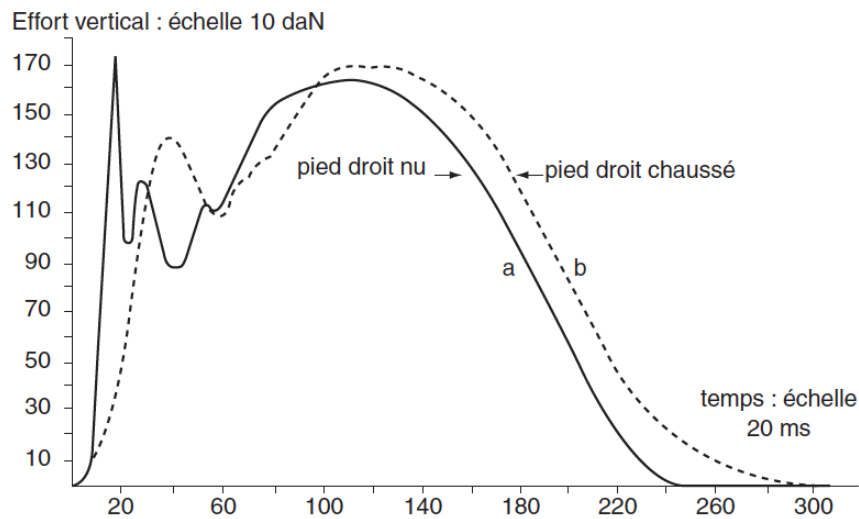


Figure n°43 : efficacité de la chaussure sur l'appui : réduction des forces verticales et allongement du temps de contact (selon Duboy et al. 2000).

Troisièmement, les données de notre étude nous indiquent que la vitesse sagittale du CdP est plus importante lorsque l'appui est réalisé avec des chaussures d'entraînement. En effet, on relève une augmentation significative de la vitesse sagittale ($p=0,076$) du Centre de Pression (CdP) dans la condition pieds chaussés par rapport à la condition pieds nus. Nous pouvons suggérer que, tout en protégeant et en favorisant la biomécanique du pied en appui, l'épaisseur talonnière de la chaussure accélère le mouvement vers l'avant. Cela dépend du caractère élastique de la semelle extérieure qui peut exprimer la vitesse de rebond de la masse corporelle de l'athlète. Plus cette valeur est élevée et plus la chaussure serait une aide à la performance (Duboy et al. 2000). Du point de vue de la prévention, l'augmentation de la vitesse sagittale de CdP associée à une diminution du temps de

contact au sol pourrait expliquer la diminution de la variable Intégrale Pression-Temps que nous avons retrouvée dans notre étude. Plus précisément, la surélévation postérieure de la semelle extérieure permettrait de diminuer le temps de contact au sol et ainsi de diminuer la quantité de pression dans le temps sur le pied.

3.4 Conclusion

En conclusion, et en supposant que l'interface chaussure agit directement sur le pied alors nous pouvons énoncer que la chaussure aurait une influence positive sur la répartition de l'appui en protégeant le pied de toute surcharge, en contrôlant le phénomène de pronation tout en augmentant la phase d'amortissement et en accélérant la progression vers l'avant. Dans ce contexte, la chaussure peut être considérée comme un élément contribuant à la fois à la prévention des blessures mais également à la performance dans le triple saut.

TROISIÈME PARTIE

Discussion et conclusion générales

Discussion générale

Le triple saut est une discipline de l'athlétisme qui exige un mouvement combinant à la fois puissance, vitesse ainsi que résistance articulaire et musculaire. Au terme d'une course d'élan, durant laquelle l'athlète développe une vitesse utilisable de manière efficiente pour la continuité du saut, le triple sauteur prend un « appel » sur la planche d'appel destinée à cette action. Cette prise d'appel est réalisée à partir du pied propulseur de l'athlète dont l'efficience est dépendante du bon équilibre de l'appui.

Les objectifs de ce travail de thèse ont été de préciser, à partir des instruments de mesure d'un cabinet de podologie, l'influence de la pratique du triple saut sur la fonction d'équilibration et sur la qualité de l'appui. A cet effet, trois études ont été menées successivement. Le premier objectif a été de déterminer l'influence de la répétition de sauts sur la fonction d'équilibration. Le deuxième objectif visait de montrer, à travers une étude statique et dynamique, la comparaison des appuis plantaires avant et après un concours de triple saut. Enfin, le troisième objectif a été d'évaluer l'effet d'une chaussure d'entraînement sur la répartition de l'appui lors d'une prise d'appel.

Les résultats de ces différentes recherches montrent, tout d'abord, les effets positifs de la répétition d'une tâche sur la fonction d'équilibration. Ensuite, la modification structurelle du pied engendrée par la succession des prises d'appel ne semble pas être un facteur dégradant la performance du saut. Enfin, la chaussure d'entraînement apparaît comme un élément important à la fois dans la prévention des blessures mais également dans la contribution à la performance.

1. Influence de la répétition de sauts sur la fonction d'équilibration

La fonction d'équilibration a été évaluée dans une étude statique en comparant les enregistrements stabilométriques de chaque athlète avant et après un concours de triple saut. Les résultats obtenus ont permis de mettre en évidence des modifications positives sur la qualité et le contrôle de l'équilibre. Ces résultats expérimentaux s'inscrivent dans le prolongement de travaux antérieurs ayant mis en évidence les effets d'une activité physique sur l'équilibre de l'homme debout (Lamoth *et al.* 2012, Nardone *et al.* 1997, Mesure 1993).

Plus précisément, le triple saut en compétition se présente comme une discipline sportive dont l'effort physique est réalisé de manière discontinue, dès lors que cet effort se produit et s'étend sur six essais entrecoupés chacun de périodes de repos. Dans ce contexte, le triple saut n'apparaît pas comme une discipline qui induit une fatigue intense et par conséquent n'engendre pas une perturbation des performances posturales. Ce résultat est en accord avec d'autres études qui illustrent l'effet négligeable d'une activité physique non prolongée sur l'équilibre postural (Nardone et *al.* 1997, Millet & Lepers 2004). La qualité de l'équilibre n'est donc pas altérée par l'intensité physique discontinue du triple saut.

Autrement dit, la qualité de l'équilibre présente une modification positive dans la performance posturale. Ce résultat corrobore de nombreuses études antérieures. Le contrôle postural, et notamment les stratégies sensori-motrices, est augmenté suivant le niveau de pratique (Paillard & Noé 2006). Les experts ont un meilleur contrôle postural que les débutants. Ceci est le résultat d'une exposition fréquente aux situations stimulant la fonction d'équilibration. Ces stimulations vont influencer à la fois les réponses motrices mais également le choix dans l'utilisation la plus appropriée des informations sensorielles afin de s'équilibrer (Mesure et *al.* 1994 ; Bressel et *al.* 2007). L'entraînement, c'est-à-dire la répétition de stimulations sensorielles, favorise la coordination ainsi que la force et contribue de ce fait à l'optimisation de la fonction d'équilibration (Tarantola et *al.* 1997 ; Hrysomallis, 2011). Dès lors, et par voie de conséquence, une bonne qualité de l'équilibration favorise le contrôle de l'équilibration, soit la stratégie posturale mise en œuvre par l'athlète afin de réguler son équilibre. La répétition de sauts augmente la force musculaire. Cette observation, qui traduit l'importance du système proprioceptif, correspond aux conclusions de recherches antérieures (Lord et *al.* 1995, Jeandel & Vuillemin, 2000). Une adaptation neurologique peut être à l'origine de l'augmentation de la force musculaire dont l'effet serait d'augmenter la raideur musculaire par une diminution de l'excitabilité du réflexe spinal (Taube et *al.* 2008).

Il en résulte donc que la répétition de sauts apparaît comme un facteur positif dans la contribution à l'optimisation de la fonction d'équilibration. L'effet de répétition de la même tâche développe un apprentissage qui est bénéfique à la fois à la qualité de l'équilibration et au contrôle postural. Le **travail de pied** semble être un facteur d'optimisation de la performance dans la discipline du triple saut.

2. Influence de la répétition de sauts sur la morphologie du pied

La deuxième étude s'intéresse à l'effet d'un concours de triple saut sur les appuis plantaires. Plus précisément, cette recherche à la fois statique et dynamique, a permis de mettre en évidence, d'une part, la modification morphologique du pied à l'aide du Foot Posture Index (Redmond et *al.* 2005) et, d'autre part, la localisation et l'intensité des forces exercées sur le pied par l'utilisation d'une plateforme baropodométrique.

Les principaux résultats de cette étude montrent que la répétition des sauts entraîne une pronation du pied marquée par une augmentation des forces et du temps de contact sur la partie médiale de l'arrière-pied. Ces résultats sont en accord avec les travaux antérieurs qui ont illustré que l'activité physique modifiait la structure morphologique du pied (Headlee et *al.* 2008, Willems et *al.* 2012, Garcia-Perez et *al.* 2013, Milani et *al.* 2006). Cette modification de structure entraîne le pied en éversion, ce qui modifie la distribution des forces en diminuant la hauteur de l'arche longitudinale médiale. Pour autant, l'éversion de l'arrière-pied que nous retrouvons dans cette étude se distingue des études précitées par le fait que nous observons uniquement une augmentation des forces et du temps de contact sur la partie médiale de l'arrière-pied et non de la surface de cette même zone. Autrement dit, dans le contexte du triple saut, le pied s'affaisse pour jouer son rôle d'amortisseur mais ne s'effondre pas. Ceci aurait pour conséquence une augmentation des pressions et de la surface sur la partie médiale du pied (Vie et *al.* 2013). Dès lors, le pied conserve sa « plasticité fonctionnelle » qui est assurée par les muscles intrinsèques et extrinsèques du pied. Ces muscles sont les garants du maintien de l'arche longitudinale médiale (Fiolkowski et *al.* 2003, Fourchet et *al.* 2009) et notamment le muscle Abducteur de l'Hallux. Notre étude montre que la structure musculaire du pied ne subit pas de fatigue intense au point d'entraîner un effondrement et un étalement marqués par une augmentation de la surface de l'arrière-pied. Les forces d'impulsions produites lors de l'appel vont permettre, pendant la phase d'amortissement, de transformer l'énergie potentielle élastique générée par la mise en tension de la structure musculaire en énergie cinétique favorable au mouvement. L'augmentation des forces sur la partie médiale de l'arrière-pied est donc un « stigmate » de la plasticité fonctionnelle de l'arche longitudinale médiale dans sa vocation à amortir et à transmettre les forces

mécaniques produites lors de l'appel. La position de l'arche longitudinale médiale est un bon indicateur de la qualité de l'appui et de l'éversion de l'arrière-pied. Cependant, sans augmentation de la surface et des pressions, cet indicateur n'est pas un élément suffisant pour objectiver une fatigue du pied. De ce fait, nous pouvons conclure que la répétition des sauts dans la discipline du triple saut n'affecte pas de manière négative la structure du pied. L'éversion de l'arrière-pied observée dans cette étude n'apparaît pas comme un facteur dégradant de la performance car la plasticité du pied est conservée. Le **travail du pied** par le renforcement des muscles intrinsèques est un facteur d'optimisation de la performance dans la discipline du triple saut.

3. Influence de la chaussure d'entraînement sur la répartition de l'appui

Dans le prolongement des deux premières études, cette troisième recherche s'est intéressée à l'influence probable de la chaussure d'entraînement sur la répartition de l'appui. Pour ce faire, nous avons réalisé une étude dynamique à l'aide d'une plateforme baropodométrique afin de comparer les différences dans la distribution des pressions plantaires. Les résultats montrent que la chaussure d'entraînement influence de manière positive la répartition de l'appui. Ces résultats corroborent les recherches antérieures qui démontrent que la chaussure assure un rôle de protection et de stabilisation du pied (Power et Clifford 2012, Miller et *al.* 2014, Duboy et *al.* 2000). Notre étude précise que la chaussure d'entraînement diminue l'éversion calcanéenne, diminue les contraintes mécaniques, notamment sur la partie médiale de l'arrière-pied, et augmente la vélocité sagittale du Centre de Pression (CdP). Dans la discipline du triple saut, lors de la prise d'appel au sol, le pied subit de fortes contraintes mécaniques qui constituent un risque élevé de blessures (Ramsey et Williams 1985, Jin 1989, Perttunen et *al.* 2000, Milani 1993). Le pied, dans son rôle d'amortissement et de transmission des contraintes, modifie sa morphologie. Plus précisément, le pied s'affaisse en pronation, ce qui a pour conséquence de surcharger la partie médiale du pied (Hillstrom et *al.* 2013, Deepashini et *al.* 2014). Cette surcharge médiale du pied, et notamment de l'arrière-pied, est un facteur favorisant l'apparition de nombreuses pathologies qui touchent essentiellement le membre inférieur (Pinto et *al.* 2008, Pohl et *al.* 2009, Ryan et *al.* 2009). La chaussure d'entraînement est destinée à protéger et à diminuer les effets délétères des forces

de réaction au sol (Winter & Bishop 1992). En ce sens, la construction de la chaussure présente une dénivellation entre l'arrière-pied et l'avant-pied. Autrement dit, l'arrière-pied se trouve surélevé par rapport à l'avant-pied. Cette surélévation postérieure est un facteur essentiel dans la diminution de la pronation du pied (Power & Clifford 2012). De plus, cette surélévation permet d'emmagasiner l'énergie produite par la pronation tout en diminuant les forces de réaction au sol (Duboy et al. 2000). Il se confirme, à travers ce résultat, que la chaussure assure un rôle de protection. En complément de ce rôle, notre étude révèle que la surélévation de la partie postérieure de la chaussure d'entraînement provoque une augmentation de la vitesse sagittale du CdP. Autrement dit, la chaussure d'entraînement facilite la progression vers l'avant. Ce résultat nous indique que la chaussure est également une aide à la performance. Ainsi, nous pouvons conclure que la chaussure d'entraînement a un effet positif sur la distribution des pressions car elle assure à la fois un rôle de protection, en contrôlant la pronation du pied, ainsi qu'un rôle dans la performance en dynamisant l'appui. La chaussure est une **outil d'optimisation** de la performance dans la discipline du triple saut.

Limites et perspectives

Les résultats de ce travail de recherche ont permis de comprendre un peu plus précisément les facteurs biomécaniques qui peuvent contribuer à l'optimisation de la performance. Eu égard au choix méthodologique d'une instrumentation de cabinet de podologie mais également d'un contexte de travail « particulier » sur le terrain avec des athlètes de haut-niveau, ces différentes études ne présentent pas de réelles limites mais plutôt des avantages et des inconvénients. Il n'en demeure pas moins qu'elles ouvrent également des perspectives qui pourraient compléter ce travail.

Concernant la population d'athlètes de haut-niveau, l'inconvénient majeur s'est porté sur le faible échantillon de sportifs étudiés. Le nombre d'athlètes ainsi que leur disponibilité était très limitée. A cela se rajoute la discipline du triple saut qui ne nous a pas permis de réaliser de nombreux enregistrements du fait du caractère traumatisant du geste technique. A l'opposé, l'étude de cette population est plutôt rare. Les athlètes de haut-niveau peuvent être considérés comme des

« hypermotricien » en relation étroite avec les sensations corporelles. Cela constitue en soi un avantage précieux.

Concernant le choix méthodologique, l'instrumentation de mesure d'un cabinet de podologie n'est pas l'appareil de mesure le plus efficace et le plus performant. Bien que la rigueur du protocole ait été importante, elle n'a pas permis à elle seule d'exclure toute erreur liée tant aux instruments de mesure qu'à la mesure elle-même. Les conditions « sur le terrain » ne sont pas toujours optimales pour recueillir de manière pérenne des enregistrements.

Au surplus, le choix de réaliser des enregistrements au cours d'une compétition nationale et l'enjeu d'une telle compétition que cela a pu engendrer chez certains athlètes n'ont pas permis de recueillir une adhésion totale à ce projet de recherche. Ces divers facteurs ont été des inconvénients dans la conduite de ce travail de recherche.

Néanmoins, ce choix fort d'évaluer des athlètes de haut-niveau sur le terrain nous a permis de réaliser des enregistrements en condition écologique. De plus, l'utilisation d'une instrumentation de cabinet a permis à l'expérimentateur à la fois une manipulation aisée de l'appareil de mesure et également une interprétation plus facile. Ces deux avantages ont participé à l'originalité de l'étude.

De tout ceci il résulte que plusieurs perspectives intéressantes peuvent être envisagées afin d'approfondir ce travail.

En premier lieu, il serait en effet opportun de prolonger cette étude sur un plus grand nombre d'athlètes. Dans ce cas, il pourrait être réalisée une division entre les hommes et les femmes. A partir de ces groupes une sélection pourra être opérée en fonction du niveau de pratique. Cette division en sous-groupe de la cohorte permettrait d'affiner davantage l'étude.

En second lieu, le matériel utilisé pourrait être renforcé afin de rendre les résultats plus performants. En effet, la plateforme de stabilométrie ainsi que la plateforme baropodométrique constituent du matériel facile à utiliser. Le couplage avec des enregistrements électromyographiques ou encore avec une vidéo du mouvement permettrait d'apporter des informations supplémentaires et ainsi renforcer les résultats de ce travail.

En troisième lieu, nous pourrions renforcer cette étude par une nouvelle recherche sur les effets de renforcement du muscle Abducteur de l'Hallux sur le contrôle de l'éversion calcanéene et son influence sur la vélocité sagittale du centre de Pression (CdP). Notre travail de recherche nous indique que la discipline du triple saut oriente les forces vers la partie médiale du talon et diminue la vélocité sagittale. La littérature scientifique montre que le muscle Abducteur de l'Hallux limite la chute du naviculaire (Fourchet et *al.* 2009, Fiolkowski et *al.* 2003). Notre hypothèse de travail serait que le renforcement spécifique du muscle Abducteur de l'Hallux permettrait de contrôler la partie médiale du talon et améliorerait la vélocité sagittale. D'un point de vue méthodologique, nous constituerons deux groupes, un groupe contrôle et un groupe testé. Puis nous évaluerons à partir du Foot Posture Index la morphologie du pied et à partir de la plateforme baropodométrique la dynamique du pied d'appel avant et après le concours. D'après les résultats nous proposerons un protocole de renforcement du muscle Abducteur de l'Hallux six semaines (Fourchet et *al.* 2009). Enfin, nous évaluerons de nouveau à l'aide des mêmes outils avant et après un concours.

En dernier lieu, nous pourrions prolonger ce travail de recherche par une étude relative à l'effet d'un matériau propulsif (e.g gomme de caoutchou) dans la partie postérieure de la chaussure. Notre étude suggère que la chaussure diminue l'éversion calcanéene mais augmente le temps d'amortissement au talon. La revue de littérature scientifique nous indique que la surélévation du talon diminue l'éversion calcanéene (Power & Clifford 2012) et également que la vitesse de rebond est un facteur de performance (Duboy et *al.* 2002). L'hypothèse de départ serait que l'ajout d'un matériau propulsif au niveau du talon diminuerait la phase d'amortissement au talon. A ce titre, d'un point de vue méthodologique, nous pourrions enregistrer sur une plateforme baropodométrique et comparer cinq impulsions complètes chaussées sans matériau avec cinq impulsions complètes chaussées avec un matériau propulsif au talon.

Conclusion générale et applications pratiques

Le triple saut est une discipline très technique dont le précieux équilibre entre la force et la vitesse est dépendant de la qualité de l'appui.

Ce travail de thèse, dans son ensemble, nous a permis de mieux cerner le rôle et la place du pied dans les processus qui contribuent à l'optimisation de la performance dans la discipline du triple saut.

Tout d'abord, nous avons identifié, à travers une étude fondamentale, que le triple saut entraîne des modifications positives sur la qualité et le contrôle de l'équilibre postural. La répétition des sauts semble développer, d'une part, les capacités fonctionnelles de l'appareil locomoteur et d'autre part, favoriserait une modulation des réflexes spinaux essentiels dans le contrôle de la fonction d'équilibration. Ce résultat suggère que la répétition de stimulations sensorielles, favoriserait la coordination ainsi que la force et contribuerait de ce fait à l'optimisation de la fonction d'équilibration.

Ensuite, la recherche clinique dirigée sur la comparaison des appuis plantaires dans la pratique du triple saut nous a permis de comprendre la fonctionnalité du pied. En effet, notre étude confirme, dans le prolongement des études antérieures, que la contrainte mécanique imposée au pied lors du saut modifie sa structure. Le pied augmente son éversion, et notamment au niveau de l'arrière-pied, dans le but d'amortir la surcharge de contraintes mécaniques. Par cette observation, le pied montrerait donc une plasticité essentielle dont la résilience est indispensable au bon fonctionnement mécanique. Notre étude éclaire sur le point que le pied, dans le contexte du triple saut, conserve sa résilience et par conséquent ne s'effondre pas en éversion. Il apparaît donc que le pied est un élément fort qui appartient aux divers processus que l'athlète et l'entraîneur doivent connaître pour accéder à l'optimisation de la performance.

Enfin, l'étude clinique menée sur la chaussure d'entraînement a mis en évidence son influence sur la répartition de l'appui lors de la prise d'appel. Les résultats suggèrent que la chaussure modifierait de manière positive la répartition de l'appui en protégeant le pied et en contrôlant le phénomène de pronation. Plus précisément, la

chaussure semble réduire les chocs, contrôler les mouvements de l'arrière-pied et stabiliser l'avant-pied. Cette constatation est à mettre en perspective avec la construction même de la chaussure et notamment avec l'épaisseur, la qualité et la souplesse de la mousse qui compose sa semelle extérieure.

Les résultats de ce travail de recherche ont permis de mettre en évidence la place importante du pied dans la contribution à l'optimisation de la performance. Nous pouvons suggérer que le pied est un facteur contributif dans l'accession à la performance.

D'un point de vue scientifique, et pour une population d'athlètes de haut-niveau, la discipline du triple saut n'altère pas la fonction d'équilibration, oriente les forces vers la partie médiale du talon et diminue la vitesse sagittale du CdP.

D'un point de vue sportif, l'entraîneur et l'athlète devraient considérer le pied comme un des organes essentiels à l'optimisation à la performance. Le travail proprioceptif du pied faciliterait la fonction d'équilibration, le renforcement des muscles intrinsèques du pied permettrait de mieux contenir les contraintes mécaniques lourdes que subit le pied. Autrement dit, il serait intéressant de travailler le pied pour permettre une impulsion efficace.

Enfin, d'un point de vue professionnel, le podologue doit s'efforcer de comprendre les phénomènes mécaniques du geste sportif afin de renforcer sa pratique et crédibiliser son action avec les autres acteurs du domaine de la santé et du sport. Il en résulte de l'ensemble de ce travail de recherche l'importance du lien entre les observations cliniques nourries par la pratique et le questionnement scientifique valorisé par des résultats précis.

BIBLIOGRAPHIE

- Albinet, C., Bernard, P.-L., & Palut, Y. (2006). Contrôle attentionnel de la stabilité posturale chez la personne âgée institutionnalisée : effets d'un programme d'activité physique. *Annales de réadaptation et de médecine physique*, **49**: 625-631.
- Alexander, R., Bennet, M., Bibby, S., & Kester, R. (1987). The spring in the arch of the human foot. *Nature* 325 (6100): 147-149.
- Allen, S., King, M., & Yeadon, M. (2013). Trade-offs between horizontal and vertical velocities during triple jumping and the effect on phase distances. *J. Biomechanics*, **46**, 979-983.
- Amblard, B. (1998). Les descripteurs posturaux. *Ann Réadaptation Méd Phys*, **41**: 225-237.
- Aubert, F., Blancon, T., & Levicq, S. (2004). *Athlétisme, les sauts*. Editions Revues EPS, Paris.
- Baltich, J., Maurer, C., & Nigg, BM. (2015). Increased vertical forces and altered running mechanics with softer midsole shoes. *Plos ONE*, **10**(4): e0125196.
- Bazert, C. (2008). *Influence de l'avancement de la mandibule sur la posture Générale. Etude stabilométrique et compléments électromyographiques*. Thèse de doctorat des Sciences Physiques et de l'Ingénieur, Université de Bordeaux 1, Paul Sabatier.
- Becker, H.P., Rosenbaum, D., Claes, L. & Gerngro, H. (1996). Measurement of plantar pressure distribution during gait for diagnosis of functional lateral ankle instability. The Fifth EMED User Meeting.
- Bessou, M., Dupui, Ph., Severac, A., & Bessou, P. (1996). Pied, posture et équilibre. In P. Villeneuve (Eds), *Le pied, organe de l'équilibration* (pp 20-32), Frison-Roche, Paris.
- Bonel, F. (2003). *Appareil locomoteur, abrégé d'anatomie fonctionnelle et biomécanique*, tome 3, membre inférieur. Montpellier : Sauramps Médical.
- Borel, L., Lopez, C., Péruch, P., & Lacour, M. (2008). Vestibular syndrom : a change in internal spatial representation. *Clin Neurophysiol*, **38**: 375-389.
- Bouisset, S., & Matton, B. (1996). *Muscles, posture et mouvement*. Paris: Herman.
- Bouisset, S. (2006). De Marey à nos jours : un siècle de recherches sur la posture et le mouvement. In M. Lacour, P. Rougier (Eds.), *Capacité posturo-cinétique, stabilisation posturale et performance motrice*, (pp 37-62). Solal, Marseille.
- Bourdiol, R.J. (1980). *Pied et statique*. Moulins-lès-Metz : Maisonneuve.
- Bourdon, S., & Renault, J. (2016). *Lexique athlé : dictionnaire scientifique de l'athlétisme*. La revue de l'association des entraîneurs français d'athlétisme, n° 222.

Bove, M., Brunori, A., Cogo, C., Faelli, E., & Ruggeri, P. (2005). Effects of fatiguing treadmill exercise on body balance. *Gait & Posture*, **21**, suppl. 1: S121.

Bove, M., Faelli, E., Tacchino, A., Lofrano, F. Cogo, C., & Ruggeri, P. (2007). Postural control after a strenuous treadmill exercise. *Neuroscience Letters*, **418**: 276-281.

Bressel, E., Yonker, J.C., Kras, J., & al. (2007). Comparison of static and dynamic balance in female collegiate soccer, basketball and gymnastics athletes. *J Athl Train*, **42** (1): 42-46.

Buldt, A., Allan, J., Landford, K., & Menz, H. (2018). The relationship between foot posture and plantar pressure during walking. *Gait & Posture*, **62**: 56-67.

Bus, S.A., & De Lange, A. (2005). A comparison of the 1-step, 2-step, and 3-step protocols for obtaining barefoot plantar pressure data in the diabetic neuropathic foot. *Clinical Biomechanic*, **20**: 892-899.

Caston, J., & Gribenski, A. (1973). *La posture et l'équilibration*. Paris: PUF.

Cetin, E., Ozdemir, O., & Ozdol, Y. (2014). Kinematic analysis last four stride lengths of two different long jump performance. *Social and behavioral Sciences*, **116**: 2747-2751.

Chapman, D.W., Needham, K.J., Allison, G.T. & al. (2008). Effect of experience in a dynamic environment on postural control. *Br J Sports Med*, **42** (1): 16-21.

Chevalier, T.L., & Chockalingam, N. (2012). Effect of foot orthoses : how important is the practitioner. *Gait and Posture*, **35**: 383-388.

Chiari, L., Rocchi, L., & Cappello, A. (2002). Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical Biomechanic*, **17**: 666-677.

Chuter, V. (2010). Relationships between foot type and dynamic rearfoot frontal plane motion. *Journal of Foot & Ankle Research*. **3**: 9.

De Doncker, E., & Kowalski, C. (1979). *Cinésiologie et rééducation du pied*. Paris: Masson.

Deepashini, H., Omar, B., Paungmali, A., Amaramalar, N., Ohnmar, H., & Leonard, J. (2014). An insight into the plantar pressure distribution of the foot in clinical practice: narrative review. *Polish annals of medicine*, **21**: 51-54.

Dolto, B. (2006). *Le corps entre les mains*. Paris : Vuibert.

Duboy, J., Junqua, A., Lacouture, P., & Leplanquais, F. Étude biomécanique de la course à pied. *Encycl Méd Chir, Podologie*, 27-020-A-20 : 14p. Elsevier, Paris.

Dupui, Ph., & Montoya, R. (2003). Posture et Equilibre. In: Dupui Ph., Montoya R., Lacour M. (Eds). *Approche physiologique des analyses posturographiques statiques et dynamiques, Physiologie, Technique, Pathologies*, (pp 13-29). Solal, Marseille.

Enoka, M.R. (2012). Muscle fatigue: from motor units to clinical symptoms. *J. Biomechanics*, **45**: 427-433.

Famose, J.-P. (1993). Cognition et performance. In INSEP publications (Eds). *Performance motrice : un essai de définition*, (pp21-40), Paris.

Fédération Française d'Athlétisme : *Règlements des installations et des matériels* (modifié en Janvier 2013).

Fiolkowski, P., Brunt, D., Bishop, M., Woo, R.,& Horodyski, M. (2003). Intrinsic pedal musculature support of the medial longitudinal arch: an electromyography study. *J Foot & Ankle Surgery*, **42** (6): 327-333.

Fitzpatrick, D. (2005). Neurosciences. In D. Purves, G. Augustine, D. Fitzpatrick, W.C. Hall, A-S. Lamantia & J.O McNamara (Eds.), *Sensibilité et traitements sensoriels* (Chapitre 8, pp. 189-208), De Boeck, Bruxelles.

Fourchet, F., Kilgallon, M., Loepelt, H.,& Millet, G.-P. (2009). Electrostimulation des muscles plantaires et chute de l'os naviculaire. *Science & Sports*, **24**: 262-264.

Fourchet, F. Kelly, L., Girard, O.,& Millet, G-P. (2007). Comparaison de la répétition des appuis plantaires entre chaussures d'entraînement et chaussures à pointes chez de jeunes sprinters. *Science & Sports*, **22**: 176-178.

Fourchet, F. Kelly, L., Horobeanu, C., Loepelt, H., Taiar, R. et al. (2012). Comparison of plantar pressure distribution in adolescent runners at low vs. high running velocity. *Gait & Posture*, **35**: 685-687.

Gagey, PM., Gentaz, R, Guillaumon, JL, Bizzo, G., Bodot-Brégard, C., Debruille, C., et al. (1988). *Norme 85*. Association Française de Posturologie, Paris.

Gagey, PM., Bizzo, G., Bonnier, L., Gentaz, R., Guillaume, P., Marucchi, C., et al. (1994). *Huit leçons de posturologie*, 4ième Edition. Association Française de Posturologie, Paris.

Gagey, PM., Ouaknine, M., & Sasaki, O. (2001). Posture et équilibre. In: Lacour M. (Eds.). *Pour manifester la dynamique de la stabilisation: la plateforme 40/16*, (pp 95-106). Solal, Marseille.

Gaillet, J-C., Biraud, J-C., Bessou, M.,& Bessou, P. (2004). Modifications of baropodograms after transcutaneous electric stimulation of the abductor hallucis muscle in humans standing erect. *Clinical Biomechanics*, **19**: 1066-1069.

Garcia-Perez, J., Perez-Soriano, P., Llana, S., Martinez-Nova, A.,& Sanchez-Zuriaga, D. (2013). Effect of overground vs treadmill running on plantar pressure: influence of fatigue. *Gait & Posture*, **38**: 929-933.

- Gardin, FA., Middlemas, D., Williams, J., Leight, S., & Horn, R. (2013). Navicular drop before and after fatigue of the ankle invertor muscles. *Int J Ath Therapy & Training*, **18** (6): 36-39.
- Giacomozzi, C. (2010). Appropriateness of plantar pressure measurement devices: A comparative technical assessment. *Gait & Posture*, **32**: 141-144.
- Goriot, G. (1989). *Technique et pédagogie des sauts*. Vigot, Paris.
- Grini-Grandval, M.N., Ouaknine, M., & Giovanni, A. (2000). Forcing the voice and variance of speed: correlation between the speed of the displacement of the center of gravity and the work of postural muscles. *Rev. Laryngol. Otol.*, **121**: 319-323.
- Gurfinkel, VS., Ivanenko, YU.P., Levik, YU.S., & Babakova, I.A. (1995). Kinesthetic reference for human orthograde posture. *Neuroscience*, **38**: 229-243.
- Hafer, J., Lenhoff, M., Song, J., Jordan, J., Hannan, M., & Hillstrom, H. (2013). Reliability of plantar pressure platforms. *Gait & Posture*, **38**: 544-548.
- Hay, J. (1993). Citius, altius, longius: the biomechanics of jumping for distance. *J. Biomechanics*, Suppl. 1, 7-21.
- Headlee, D.L., Leonard, J.L., Hart, J.M., Ingersoll, C.D., & Hertel, J. (2008). Fatigue of plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **18**: 420-425.
- Herzog, W. et al. (1989). Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Medicine and Sciences in Sports and Exercise*, **21**: 110-114.
- Hillstrom, H., Song, J., Kraszewski, A., Hafer, J., Mootanah, R. et al. (2013). Foot type biomechanic part 1: structure and function of asymptomatic foot. *Gait & Posture*, **37**: 445-451.
- Horak, FB., & Nahner, LM. (1986). Central programming of postural movements: adaptation to altered support surface configurations. *J Neurophysiol.*, **55**: 1369-1381.
- Horak, FB., & MacPherson, JM. (1996). Postural orientation and equilibrium. In L. Rowell, J. Shepherd (Eds.). *Handbook of physiologie*. (section 12, pp 255-292). New York : Oxford University Press.
- Horak, FB., Wrisley, DM., & Franck, J. (2009). The balance evaluation systems test (BESTest) to differentiate balance deficits. *Physical Therapy*, **89**: 484-498.
- Hrysomallis, C. (2011). Balance ability and athletic performance. *Sports Med*, **41** (3): 221-232.
- Hubiche, J-L., & Pradet, M. (2000). *Comprendre l'athlétisme, sa pratique et son enseignement*. Collection "Entraînement", INSEP-Publications.

International Association of Athletics Federation (IAAF) : *Les règles de compétitions 2018-2019*. (www.iaaf.org).

Janin, M. (2009). *Sensibilité et motricité podales: leur influence sur le contrôle des activités posturo-cinétiques de sujets sains et pathologiques*. Thèse de doctorat en Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives, Université de Toulouse III, Paul Sabatier.

Janin, M. (2016). Posture et équilibration humaine. In : De boeck supérieur (Eds). *Influence du pied et de sa morphologie sur le contrôle postural*, (pp 151-155). Louvain-la-Neuve, Belgique.

Jeandel, C., & Vuillemin, A. (2000). Effets des activités physiques sur le contrôle postural chez le sujet âgé. *Science & Sports*, **15**: 187-193.

Jonely, H. Brismée, J-M., Sizer, P., & James, R. (2011). Relationship between clinical measures of static foot posture and plantar pressure during static standing and walking. *Clinical Biomechanics*, **26**: 873-879.

Jung, D-Y., Kim, M-H., Koh, O-Y., Cynn, H-S., & Lee, W-H. (2011). A comparison in the muscle activity of the abductor hallucis and the medial longitudinal arch angle during toe curl and short foot exercises. *Physical Therapy in Sport*, **12**: 30-35.

Kavounoudias, A. Roll, R., & Roll, JP. (1998). The plantar sole is a dynamometric map for human balance control. *Neuroreport*, Volume 9: 3257-3252.

Kavounoudias, A. Roll, R., & Roll, JP. (2001). Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *Journal of physiology*, 532-3, 866-878.

Kean, CO., Behm, DG., & Young, WB. (2006). Fixed foot balance training increases rectus femoralis activation during landing and jump height in recreationally active women. *J Sports Sci Med*, **5** (1): 138-48.

Kelly, L., Kuitunen, S., Racinais, S., & Cresswell, A. (2012). Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clinical Biomechanics*, **27**: 46-51.

Khamis, S., & Yizahr, Z. (2007). Effect of feet hyperpronation on pelvic alignment in a standing position. *Gait and Posture*, **25** :127-134.

Kutsar, K. (1988). An overview of common injuries in track and field events. *Modern Athlete and Coach*, **26**: 3-6.

Lacour, M. (2013). Physiologie de l'équilibre : des modèles génétiques aux conceptions cognitivistes. *Encycl Méd Chir*, Podologie, 27-025-A-30. Elsevier, Paris.

Lamoth, C., & Van Heuvelen, M. (2012). Sports activities are reflected in the local stability and regularity of body sway: Old ice-skaters have better postural control than inactive elderly. *Gait & Posture*, **35**: 489-493.

- Ledos, M. (1956). *Architecture et géométrie du pied*. Paris : Edité par l'auteur.
- Lee, J., Kim, K., Jeong, J., Kwon, N., & Jeong, S. (2015). Correlation of Foot Posture Index with plantar pressure and radiographic measurements in pediatric flatfoot. *Ann Rehabil Med*, **39**: 10-17.
- Lelièvre, J., & Lelièvre, J.F. (1981). *Pathologie du pied*. Paris : Masson.
- Liu, X., Duan, Y., Hitzmann, A., Xu, Y., Chen, T. et al. (2018). Using the foot windlass mechanism for jumping higher: A study on bipedal robot jumping. *Robotics and Autonomous Systems*. 9 pages.
- Liu, H., Mao, D., & Yu, B. (2015). Effect of approach run velocity on the optimal performance of the triple jump. *Journal of Sport and Health Science*, 1-6.
- Lord, S.R., Ward, J.A., Williams, P., & Strudwick, M. (1995). The effect of 12-month exercise trial on balance, strength, and falls in older women: a randomized controlled trial. *J Am Geriatr Soc*, **43**: 1198-1206.
- Maetzler, M., Bochdansky, T., & Abboud, R.J. (2010). Normal pressure values and repeatability of the Emed ST2 system. *Gait & Posture*, **32**: 391-394.
- Maestro, M., Besse, J-L., Leemrijse, T., & Ferré, B. Biomécanique de l'avant-pied. *Encyclopédie Médico-Chirurgicale* (Elsevier Masson SAS, Paris), Podologie, 27-010-A-40, 2010.
- Marey, E.J. (1894). *Le mouvement*, Paris, G Masson.
- Massion, J. (2006). De Marey à nos jours : un siècle de recherches sur la posture et le mouvement. In M. Lacour, P. Rougier (Eds.), *Marey et l'analyse du mouvement : de la biomécanique au contrôle nerveux*, (pp 17-36). Marseille : Solal.
- Mauer, C., Mergner, T., Bohla, B., & Hlavacka, F. (2001). Human balance control during cutaneous stimulation of the plantar sole. *Neuroscience Letters*, **302**: 44-48.
- Melzer, I., Benjuya, N., & Kaplanski, J. (2003). Effects of regular walking on postural stability in the elderly. *Gerontology*, **49** (4): 240-245.
- Mergner, T., & Rosemeier, T. (1998). Interaction of vestibular, somatosensory and visual signals for postural control and motion perception under terrestrial and microgravity conditions: a conceptual model. *Brain Research Reviews*, **28**: 118-135.
- Mesure, S., Amblard, B., Marchand, A., & Crémieux, J. (1993). Statistically coordinated movements in man during upright posture on a stable support or on a seesaw. International Society of Biomechanics, XIV Congres, 676.
- Mesure, S., Bonnet, M., & Crémieux, J. (1994). L'entraînement sportif peut-il influencer le contrôle postural statique ? *Science & Motricité*, **21**: 39-47.
- Meyer, P.F., Oddsson, L.I., De Luca, C.J. (2004). The role of plantar cutaneous sensation in unperturbed stance. *Exp Brain Res*, **156**: 505-512.

- Milani, T., & Hennig, E. (1993). In-shoe pressure distribution measurements in the triple jump. *J. Biomechanics*, **26**, issue 3: 324.
- Milani, T., Schlee, G., & Metzler, K. (2006). The influence of induced fatigue on ground reaction force and rearfoot motion in running. *J. Biomechanics*, **39** (suppl 1).
- Miller, E., Whitcome, K., Lieberman, D., Norton, H., & Dyer, R. (2014). The effect of minimal shoes on arch structure and intrinsic foot muscle strength. *Journal of Sport and Health Science*, **3**: 74-85.
- Millet, G.Y., & Lepers, R. (2004). Alterations of neuromuscular function after prolonged running, cycling and skiing exercises. *Sports Medicine*, **34** (2): 105-116.
- Mootanah, R., Song, J., Lenhoff, M., Hafer, J., Backus, S. et al. (2013). Foot types biomechanics: are structure and anthropometrics related to function. *Gait & Posture*, **37**: 452-456.
- Mulligan, P., & Cook, P. (2013). Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. *Manual Therapy*, **18**: 425-430.
- Nardone, A., Tarantola, J., Giordano, A., & Schieppati, M. (1997). Fatigue effect on body balance. *Electroencephalography & clinical Neurophysiology*, **105**: 309-320.
- Nardone, A., Tarantola, J., Galante, M., & Schieppati, M. (1998). Time course of stabilometric changes after a strenuous treadmill exercise. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, **79**, Issue 8: 920-924.
- Novacheck, T. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, **7**: 77-95.
- Nurse M.A., Nigg B.M. (2001). The effect of changes in foot sensation on plantar pressure and muscle activity. *Clinical Biomechanics*, **16**: 719-727.
- Nyska, M., Linge, K., McCabe, C., & Klenerman, L. (1997). The adaptation of the foot to heavy loads: plantar foot pressures study. *Clinical Biomechanics*, **12**, N°3.
- Paillard, T., Costes-Salon, C., Lafont, C., & Dupui, P. (2002). Are there differences in postural regulation according to the level of competition in judoists? *Br J Sports Med*; **36**: 304-305.
- Paillard, T., & Noe, F. (2006). Effect of expertise and visual contribution on postural control in soccer. *Scand J Med Sci Sports*, **16** (5): 345-348.
- Paillard, T., Noe, F., Riviere, T., et al. (2006). Postural performance and strategy in the unipedal stance of soccer players at different levels of competition. *J Ath Train*, **41** (2): 172-176.
- Paillard, T. (2014). Sport-specific balance develops specific postural skills. *Sports Med*, **44**: 1019-1020.

- Perrin, Ph., Schneider, D., Deviterme, D., & Constantinescu, L. (1998). Training improves the adaptation to changing visual conditions in maintaining human posture control in a test of sinusoidal oscillation of the support. *Neuroscience Letters*, **245**: 155-158.
- Perrin, P., Lestienne, F. (1994). *Mécanismes de l'équilibration humaine*. Paris : Masson.
- Perrot, C., Moes, R., Deviterme, D., & Perrin, P. (1998). Adaptations posturales lors de la gestuelle spécifiques aux sports de combat. *Sciences et Sports*, **13**: 61-74.
- Perttunen, J., Kyröläinen, H., Komi, P., & Heinonen, A. (2000). Biomechanical loading in the triple jump. *Journal of Sports Sciences*, **18**: 363-370.
- Pimentel Rosario, J-L. (2013). A review of the utilization of baropodometry in postural assessment. *J. of Bodywork & Movement Therapies*: 1-5.
- Pinto, R.Z.A., Thales, R.S., Trede, R.G., Kirkwood, R.N., Figueriedo, E.M., & Fonseca, S.T. (2008). Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. *Manual Therapy*, **13** : 513-519.
- Pohl, M., Hamill, J., & Davis, I. (2009). Biomechanical and anatomic factors associated with a history of plantar fasciitis in female runners. *Clinical Journal of Sport Medicine*, **19**: 372-376.
- Power, V & Clifford, A. (2012). The effects of rearfoot position on lower limb kinematics during bilateral squatting in asymptomatic individuals with a pronated foot type. *Journal of Human Kinetics*, **31**: 5-15.
- Pradet, M., & Vivès, J. (1990). *Athlétisme 3: hauteur, longueur, triple saut, perche*. Collection "Découvrir et Pratiquer", Sports Bornemann, Paris.
- Rabita, G., Couturier, A., Dorel, S., Hauswirth, C. et al. (2013). Changes in mass-spring behavior and muscle activity during an exhaustive run at VO₂ max. *Journal of Biomechanics*, **46**: 2011-2017.
- Ramey, M.R., & Williams, K.R. (1985). Ground reaction forces in the triple jump. *Int. J. Sport Sci*, **1**: 233-239.
- Ratier, P-N. (1993). *Simulation du comportement des capteurs de pression capacitifs microélectrique*. Thèse (spécialité : électronique), Institut National des Sciences Appliquées, Toulouse.
- Redmond, A. (2005). The Foot Posture Index: user guide and manual. Open access on line at: www.leeds.ac.uk/medicine/FASTER/FPI
- Redmond, A., Crosbie, J., & Ouvrier, R. (2006). Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot position: The Foot Posture Index. *Clinical Biomechanics*, **21**: 89-98.

- Ryan, M. Grau, S., Krauss, I., Maiwald, C., Taunton, J., & Horstmann, T. (2009). Kinematic analysis of runners with Achilles mid-portion tendinopathy. *foot & Ankle International*, **30**: 1190-1195.
- Sanchez-Rodriguez, R., Martinez-Nova, A., Escamilla-Martinez, E., & Pedrera-Zamorano, JD. (2012). Can the Foot Posture Index or their individual criteria predict dynamic plantar pressures? *Gait & Posture*, **36**: 591-595.
- Scoppa, F., Capra, R., Gallamini, M., & Shiffer, R. (2013). Clinical stabilometry standardization - Basic definitions, acquisition interval, sampling frequency. *Gait & Posture*, **37**: 290-292.
- Seyfarth, A., Friedrichs, A., Wank, V., & Blickhan, R. (1999). Dynamics of the long jump. *Journal of Biomechanics*, **32**: 1259-1267.
- Starzynski, T. (1987). *Le triple-saut*. Vigot, Paris.
- Stearne, S.M., McDonald, K., Alderon, J., North, I., Oxnard, C. et al. (2016). The foot arch and the energetics of human locomotion, *Scientific reports*, 6.
- Tarantola, J., Nardone, A., Tacchini, E., & Schieppati, M. (1997). Human stance stability improves with the repetition of the task: effect of foot position and visual condition. *Neuroscience Letters*, **228**: 75-78.
- Taube, W., Gruber, M., & Gollhofer, A. (2008). Spinal and supraspinal adaptations associated with balance training and their functional relevance. *Acta Physiol*, **193**: 101-116.
- Thoumie, P. (1999). Pied, posture et équilibre. *Encycl Med Chir, Podologie*, 27-020-A-10. Elsevier, Paris.
- Tome, J., Nawoczenski, A., Flemister, A., & Houck, J. (2006). Comparison of foot kinematics between subjects with posterior tibialis tendon dysfunction and healthy controls. *Journal of Orthopaedic an Sports Physical Therapy*, **36**: 635-644.
- Vaugoyeau, M., Viel, S., Amblard, B., Azulay, JP., & Assaiante, C. (2008). Proprioceptive contribution of postural control as assessed from very slow oscillations of the support in healthy humans. *Gait & Posture*, **27**: 294-302.
- Vie, B., Brerro-Saby, C., Weber, J-P., & Jammes, Y. (2013). Decreased foot inversion force and increased plantar surface after maximal incremental running exercise. *Gait & Posture*, **38**: 299-303.
- Vieira, M., Souza, G., Lehen, G., Rodrigues, F., & Andrade, A. (2016). Effects of general fatigue induced by incremental maximal exercise test on gait stability and variability of healthy young subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.07.007>
- Wakai, M., & Linthorne, N. (2005). Optimum take-off angle in the standing long jump. *Human Movement Science*, **24**:81-96.

Willems, T-M., De Ridder, R., & Roosen, P. (2012). The effect of a long-distance run on a plantar pressure distribution during running. *Gait & Posture*, **35**: 405-409.

Winter, D.A., & Bishop, P.J. (1992). Lower extremity injury-biomechanical factors associated with chronic injury to the lower extremity. *Sports Med*, **14**(3): 149-156.

Winter, D.A., Prince, F., Frank, J., Powell, C., & Zabief, K.F. (1996). Unified theory regarding A/P and M/L balance in quiet stance. *J. Neurophysiol*, **75**: 2334-2343.

Winter, E., & Fowler, N. (2009). Exercise defined and quantified according to the Système International d'Unités. *Journal of Sports Sciences*, **27**(5): 447-460.

Yu, B., & Hay, J. (1996). Optimum phase ratio in the triple jump. *J. Biomechanics*, Vol. **29**, N° 10, 1283-1289.

Zok, M., Mazza, C., & Cappozzo, A. (2008). Should the instructions to the subject in traditional static posturography be standardized ? *Medical Engineering & Physics*, **30**: 913-916.

ANNEXES

ANNEXE I : Les normes Ouaknine

YEUX OUVERTS					YEUX FERMES				
	Minimum	Mean	Maximum	Std.Deviation	Minimum	Mean	Maximum	Std. Deviation	
XMOVEN	-31.53	-1.833	42.29	10.138	-56.64	-1.664	44.46	10.435	
YMOVEN	-18.01	31.688	86.66	17.484	-12.86	31.691	80.79	16.602	
ECARTX	0.796	3.154	18.97	1.939	0.775	3.3	16.66	2.087	
ECARTY	1.444	4.764	19.55	2.278	1.762	5.028	21.64	2.471	
DISTMOY	2.292	5.86	20.65	2.687	2.322	6.135	23.81	2.994	
SURFACE	31.61	220.702	1881	216.778	28.22	264.095	2728	312.455	
LONGR	209.8	398.734	1215	145.927	225.3	514.199	2110	237.483	
LONGRX	120.2	230.701	757.8	85.066	122.3	268.174	1169	130.735	
LONGRY	122.2	274.165	974	114.269	141.5	380.011	1553	184.804	
LFS	0.456	0.823	1.909	0.208	0.126	0.827	2.465	0.239	
PENTE	0.6	90.412	179.2	31.491	0.971	87.621	177.2	29.38	
VITMOY	4.098	7.788	23.74	2.849	4.4	10.042	41.21	4.638	
VARVIT	4.807	28.508	472	39.109	5.518	52.476	766.6	74.159	
VFY	-42.17	-5.87	14.67	6.62	-7.456	1.18	20.95	3.347	
VINSTMOY	4.648	9.178	28.92	3.618	4.989	11.945	48.28	5.677	
AND2X	4.911	19.427	74.76	8.391	4.606	21.17	90.82	10.231	
AND2Y	5.198	19.756	57.55	7.974	5.649	26.091	90.61	10.582	
WX005HZ	2.039	9.57	52	5.922	2.042	10.749	52.14	6.774	
WX052HZ	0.949	3.942	15.82	2.245	0.868	4.764	33.5	3.357	
WX(2)	0.97	1.609	5.324	0.474	1.063	1.747	9.035	0.709	
WXTOTHZ	4.908	15.121	71.1	7.795	5.106	17.26	90.56	9.916	
WY005HZ	4.696	13.986	52.01	6.155	5.914	16.684	74.48	8.371	
WY052HZ	1.602	5.521	21.17	2.933	1.875	7.577	42	4.369	
WY(2)	0.829	1.644	8.777	0.746	0.837	2.045	11.1	1.209	
WYTOHZ	7.963	21.15	76.43	8.572	10.2	26.305	122.5	12.34	
WZ005HZ	0.696	2.662	200.9	8.817	0.677	3.607	214.7	11.199	
WZ052HZ	1.306	4.098	88.05	4.57	1.21	5.307	95.66	7.254	
WZ(2)	11.8	13.968	62.56	3.724	11.75	14.496	84.34	5.128	
WZTOHZ	14.45	20.728	330.2	15.138	14.43	23.41	394.7	22.097	
AVG	0.077	0.253	0.477	0.062	0.09	0.254	0.52	0.059	
TALG	0.048	0.259	0.442	0.068	0.033	0.258	0.465	0.066	
AVD	0.091	0.26	0.533	0.067	0.07	0.26	0.496	0.065	
TALD	0.045	0.225	0.448	0.073	0.036	0.226	0.46	0.07	
PIEDS	-15.49	2.422	17.58	5.542	-16.58	2.193	16.76	5.489	
IVV	-0.5	0.023	0.473	0.148	-0.607	0.035	0.563	0.154	
INTCORGD	-0.689	0.79	0.995	0.217	-0.15	0.813	0.98	0.163	

ANNEXE 2

Foot Posture Index / Baro-Podometry Platform

Nom:

Prénom:

Taille (cm):

Masse (kg):

Pointure:

Pied d'appel:

Foot Posture Index

Factor		Score 1		Score 2		Score 3	
		Left -2 +2	Right -2 +2	Left -2 +2	Right -2 +2	Left -2 +2	Right -2 +2
Rearfoot	Talar head palpation						
	Curves above & below lateral malleoli						
	Inversion/eversion of the calcaneus						
Forefoot	Bulge in the region of the TNJ						
	Congruence of the medial longitudinal arch						
	Add/Abduction of forefoot rear foot						
TOTAL							

Score 1: avant le concours

Score 2: après le 3ième essai

Score 3: ala fin du concours

ANNEXE n°3

GENERALITES SUR LE TRIPLE SAUT

1. Historique

Le triple saut est né d'une interprétation erronée des épreuves athlétiques pratiquées par les Grecs. A l'époque de la Grèce Antique, l'addition des trois meilleures mesures du concours du saut en longueur constituait le résultat du triple saut. Cela ne correspondait pas à l'enchaînement de trois bonds successifs. L'histoire du triple saut moderne commence réellement au 19^{ième} siècle, en Irlande, où l'on concourait avec ou sans élan suivant la technique de saut nommée « *hop-hop-jump* ». Cette technique se composait par la succession de deux sauts à cloche-pied et d'un bond avec une réception sur les deux pieds (Aubert et *al.* 2004). Autrement dit, il ne s'agissait plus de trois sauts distincts que l'on additionnait mais d'un triple saut enchaîné composé par trois bonds successifs. L'évolution technique du triple saut se poursuivit en Amérique du Nord où le second cloche-pied (*hop*) fût remplacé par une foulée bondissante (*step*). La technique du « *hop-step-jump* » est alors baptisée « *technique moderne* » et finit par s'imposer comme étant la seule technique reconnue. Malgré une méthode de saut propre à la discipline du triple saut, son évolution et son entraînement ne se distinguaient pas de l'entraînement traditionnel du saut en longueur. Ce n'est qu'après la seconde guerre mondiale, notamment en Pologne et en URSS, que la discipline du triple saut a subi une transformation profonde en incluant dans l'apprentissage un entraînement spécifique fondé sur des recherches scientifiques dont le résultat a permis un développement rapide de cette discipline (Starzynski 1987). Une sélection spécifique des qualités des athlètes a abouti d'une part, à une préparation plus efficace orientée sur les aptitudes de vitesse et de coordination de l'athlète, et d'autre part, à différencier les techniques de sauts en fonctions desdites qualités athlétiques intrinsèques à chaque triple sauteur. Deux grandes écoles d'apprentissage de la technique du triple saut se sont imposées depuis les années 1960 à savoir l'école polonaise et l'école soviétique. Cette émulation a permis une évolution importante de la technique de saut et a engendré une succession de records mondiaux. En 1960, le polonais J. Szmidski est le premier athlète à réaliser une performance supérieure à 17 mètres (17,03 m). Puis en 1968, le soviétique V. Saneïev devint champion olympique

à Mexico avec un saut à 17,39 mètres. Par la suite, Saneïev remporta les deux autres titres olympiques en 1972 et 1976. Enfin, en 1975 le brésilien J. De Oliveira est le premier athlète à se rapprocher de la barrière des 18 mètres en réalisant un saut de 17,89 m. De nos jours, le record du monde masculin est détenu depuis 1995 par l'Anglais Jonathan Edwards avec un saut à 18,29 m. Le record de France est, quant à lui, réalisé en 2013 par Teddy Tamgho avec 18,04 m.

Jusqu'à la fin des années 80, la discipline du triple saut était exclusivement masculine car elle fût longtemps jugée trop traumatisante pour les femmes. C'est en 1990 que le triple saut rejoint le programme féminin. Comme leurs homologues masculins, les premières athlètes féminines sont des transfuges du saut en longueur. Très rapidement, les féminines ont adopté la même technique que les hommes et ont approché les 15m. Actuellement, le record du monde féminin est détenu depuis 1995 par l'Ukrainienne Inessa Kravets avec un saut à 15,50 m. Concernant le record de France féminin, il est détenu depuis 2007 par Teresa Nzola Meso Ba avec un bond à 14,69m.

2. Environnement technique et matériel de la discipline

Pour la réalisation du triple saut, le règlement international IAAF, repris et complété par celui de la Fédération Française d'Athlétisme, prévoit, d'une part, les caractéristiques techniques et matérielles de l'aire de saut (2) et, d'autre part, les différentes conditions de mesure permettant (3) de valider le saut.

2.1. L'aire de saut

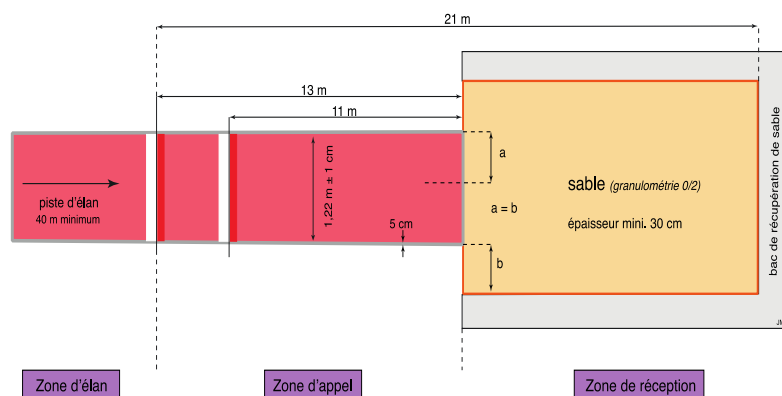


Figure n°44 : aire de saut selon le règlement 2018/2019 de l'IAAF

La discipline du triple saut se pratique dans une aire de saut composée d'une zone d'élan, d'une zone d'appel et d'une zone de réception selon la terminologie retenue par l'IAAF (Figure n°44).

L'IAAF a en effet très précisément défini, aux articles 184 et 185 des Règles des compétitions 2018-2019, les conditions générales s'appliquant à la pratique des sauts horizontaux (longueur, triple saut). Ces conditions varient en fonction de la discipline comme le prévoit l'article 186 desdites Règles.

A la lecture des conditions prévues par ce règlement international, nous constatons que certains éléments composant l'environnement technique et matériel de cette discipline (aire de saut, mesure du vent, mesure de la distance) sont imposés dans le cahier des charges pour l'organisation des compétitions et sont donc impératifs pour valider la performance. En revanche, d'autres éléments de cet environnement sont seulement recommandés, leur but étant de donner une forme de confort tant à l'athlète dans la réalisation de son saut, qu'aux juges arbitres, dans l'appréciation de la validité du saut.

L'enjeu de cette réglementation spécifique à la discipline du triple saut est, en premier lieu, de placer tous les concurrents, quel que soit le lieu géographique de la compétition, dans les mêmes conditions techniques et matérielles. L'uniformité des aires de sauts est le facteur indispensable à une égalité entre les concurrents et à une comparaison possible des performances de manière objective et juste.

En second lieu, du point de vue de l'athlète, cette réglementation favorise une identité des aires de saut. Il s'agit de donner à l'athlète des repères identiques lui permettant une appropriation personnelle de l'aire de saut reproductible quel que soit le lieu géographique. L'athlète développe dans ce contexte un apprentissage aboutissant à un geste technique appréhendé et maîtrisé sur son aire d'entraînement pour être reproduit sur une aire de compétition. Il en résulte que cette réglementation favorise l'optimisation de la performance de chaque athlète en compétition.

2.2 La zone d'élan

La zone d'élan est la surface permettant à l'athlète de prendre de la vitesse dans le but de prendre une impulsion. Cette zone constitue un véritable « *couloir de lancement* » incluant une partie de la planche d'appel - la planche d'impulsion - et prenant fin à la ligne d'appel.

Parmi les éléments **obligatoires** composant l'environnement technique et matériel de la zone d'élan, cette dernière doit impérativement :

- être délimitée par deux lignes blanches de 50 millimètres de large chacune, distantes l'une de l'autre de 1m22 ($\pm 0,01m$) et longues d'au moins 40 mètres à partir de la ligne d'appel.

- présenter, dans le sens de la course, une déclivité descendante globale maximale de 1/1000 (0,1%) sur les 40 derniers mètres de la piste d'élan. De même, une déclivité maximale latérale n'excédant pas 1/100 (1%) est autorisée sur toute la longueur de la zone d'élan.

- avoir un couloir d'élan présentant une largeur de 1m22 depuis le 1 Janvier 2004.

Parmi les éléments **recommandés** de cet environnement, le règlement stipule que:

- la longueur de la piste d'élan, dès lors que les conditions le permettent, peut atteindre 45m.

- pour la largeur des pistes d'élan construites avant le 1er janvier 2004, il est accepté qu'elles puissent atteindre une largeur maximale d'1m25.

2.3 La planche d'appel

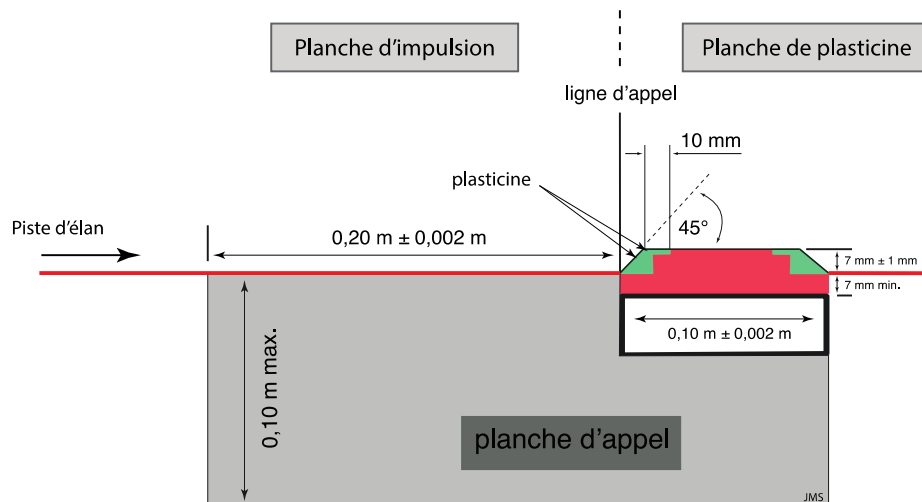


Figure n°45 : la planche d'appel selon le règlement 2018/2019 de l'IAAF

La partie la plus distale de la piste d'élan constitue la **planche d'appel** (Figure n°45). Cette planche permet au triple sauteur de prendre son appel. Plus précisément, l'appel se fait à partir d'une planche positionnée au même niveau de celui de la piste et de celui de la zone d'appel. Elle est composée de deux parties distinctes, la planche d'impulsion et la planche de plasticine séparées l'une de l'autre par la ligne d'appel.

Les éléments composant l'environnement technique et matériel de la **planche d'impulsion** sont tous impératifs. Plus précisément, pour être valable, la planche d'impulsion doit :

- être de forme rectangulaire,
- être composée d'un matériau rigide (bois ou autres),
- mesurer 1,22 m ($\pm 0,01$ m) de long, 0,20 m ($\pm 0,002$ m) de large et 0,10 m d'épaisseur.
- être de couleur blanche afin d'être en contraste avec la piste d'élan.

Cette planche d'impulsion a pour fonction de permettre aux pointes des chaussures des athlètes de s'agripper lors de l'appel et donc d'éviter de glisser au moment de l'impulsion.

Pour apprécier la validité des sauts, une planche couverte partiellement ou totalement de plasticine est placée en avant de la planche d'impulsion. La ligne d'appel sépare

ces deux planches. Toutes empreintes postérieures à cette ligne et laissant une marque sur la plasticine invalident le saut : le juge déclare alors l'essai "mordu".

Parmi les éléments **obligatoires** composant l'environnement technique et matériel de la **planche de plasticine**, cette dernière doit impérativement :

- être de couleur contrastée par rapport à la planche d'impulsion (le plus souvent rouge ou bordeaux),
- être constituée d'une planche rigide de largeur de 0,10m ($\pm 0,002$ m), et d'une longueur de 1,22m ($\pm 0,01$ m),
- être composée de bois ou tout autre matériau rigide,
- être positionnée dans une niche ou tout autre renforcement dans la continuité de la planche d'impulsion,
- avoir une surface s'élevant à une hauteur de 7 mm (± 1 mm) à partir du bord antérieur de la planche d'impulsion.

Certains éléments sont **alternatifs**. Tel est le cas des bords de la planche qui peuvent être:

- soit en pente à un angle de 45° , avec le bord le plus proche de la planche d'impulsion recouvert sur toute sa longueur d'une couche de plasticine de 1 mm d'épaisseur,
- soit découpés de telle manière qu'une fois remplis de plasticine, le renforcement des deux bords présente une pente à un angle de 45° .

Enfin, un élément est **recommandé** pour la planche de plasticine :

- être d'une troisième couleur en contraste avec la planche d'impulsion.

En effet, un tel contraste peut permettre au juge-arbitre d'apprécier plus facilement si l'essai est validé ou s'il est « mordu ».

2.4 La zone d'appel

La zone d'appel se situe entre la ligne d'appel, qui est le bord le plus antérieur de la planche d'impulsion, et la zone de réception. La zone d'appel étant le prolongement de la zone d'élan, elle doit nécessairement présenter des caractéristiques techniques et matérielles identiques à celle de la zone d'élan.

Pour les compétitions internationales, la longueur que doit présenter la zone d'appel varie entre les hommes et les femmes : la ligne d'appel doit être située à au moins 13m pour les hommes et 11m pour les femmes du bord le plus proche de la zone de réception.

La zone d'appel est la terminologie employée par l'IAAF pour désigner la zone où se réalise le triple bond. Selon nous, la description de cette zone fournie par l'article 186.5 du règlement international de l'IAAF est critiquable à deux égards.

En premier lieu, il est stipulé par cet article que l'athlète doit y réaliser les phases de l'enjambée et du saut. Or, la définition du triple bond figurant quant à elle à l'article 186.1 distingue dans l'ordre suivant : un saut à cloche-pied, une enjambée et un saut. D'un point de vue technique, le cloche-pied n'est pas une enjambée. Dans le premier cas, l'athlète retombe sur le pied ayant pris l'impulsion, alors que pour l'enjambée, la réception se fait sur le pied opposé. En mentionnant les phases d'enjambée sans distinguer clairement les termes techniques, l'article 186.5 n'est pas précis, voire en contradiction avec la définition donnée par l'article 186.1 du règlement international IAAF.

En second lieu, l'utilisation de l'expression « zone d'appel » est elle-même sujette à critique. En effet, dans le langage technique de l'athlétisme, le mot « appel » correspond au geste technique d'une impulsion accentuée par une action de « griffé » de la jambe d'appel. Dans le cas du triple saut, il s'agit donc de l'impulsion du premier saut (le cloche-pied). A cet égard, le règlement international IAAF désigne sous l'expression « planche d'appel » la zone où l'athlète prend son impulsion. Par conséquent, zone d'appel et planche d'appel se confondraient. L'expression zone d'appel mentionnée par l'article 186.5 apparaît dès lors mal choisie pour identifier la zone où l'athlète réalise son triple bond. Il s'agit davantage de la **zone de réalisation du triple bond**, l'expression zone d'appel devant se limiter à désigner la zone où l'athlète prend l'impulsion du premier bond.

En définitive, il peut être considéré que la zone d'appel correspond à la surface géographique de l'aire de saut où l'athlète prend sa première impulsion, la planche d'appel n'étant en réalité que l'élément matériel de cette zone.

2.5 La zone de réception

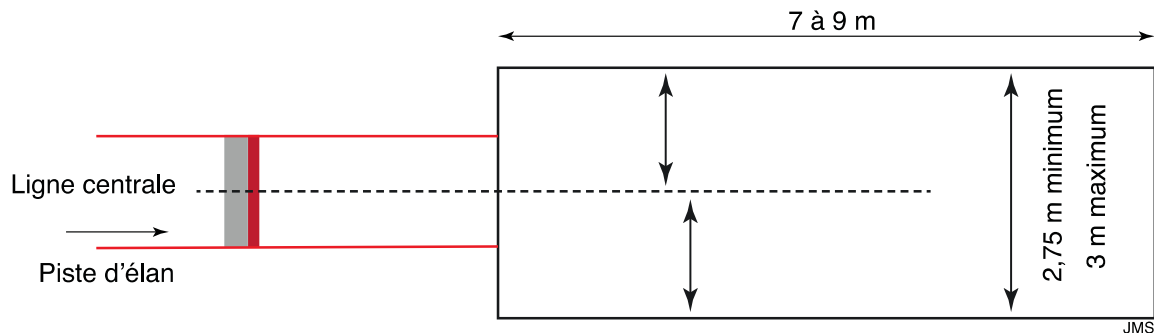


Figure n°46 : zone de réception axée selon le règlement 2018/2019 de l'IAAF

Les exigences techniques de la zone de réception du triple saut sont identiques à celles du saut en longueur, telles qu'exposées à l'article 184.6 du règlement international IAAF.

Plus précisément, la largeur de cette zone doit être comprise entre 2,75m et 3m et la longueur doit varier entre 7m et 9m. La longueur maximale entre la ligne d'appel prévue pour les hommes (13m) ou pour les femmes (11m) et le bord le plus éloigné de la zone de réception doit être de 21m (le record du monde étant de 18m²⁹).

Dans la mesure du possible, l'axe central de la zone de réception doit être situé dans le prolongement de celui de la zone d'élan (Figure n°46).

D'un point de vue matériel, la zone de réception est remplie de sable fin humide à la même hauteur que celle de la planche d'appel, présentant une granulométrie de 0/2 sur une épaisseur minimale de 30cm, la double fonction du sable étant d'amortir le saut et d'en permettre la mesure.

2.6 Les conditions de mesure

Au-delà de cet environnement technique et matériel, la validité du triple saut est subordonnée à deux conditions de mesure indispensables : celle de la distance réalisée lors du triple bond et celle de la vitesse du vent.

Concernant la mesure de la distance, elle est réalisée entre deux points : le premier, fixe, situé à la ligne d'appel, et le second, variable, identifié par la marque la plus proche du bord de la zone de réception laissée par une partie quelconque du corps. La mesure s'effectue par le juge-arbitre de manière perpendiculaire à la ligne d'appel

et est toujours enregistrée au centimètre inférieur. L'intervention d'un juge-arbitre, plaçant lui-même l'outil de mesure et appréciant seul la marque réalisée, implique nécessairement une certaine subjectivité dans la mesure du saut et donc une certaine marge d'erreur tolérée.

Selon le règlement IAAF et celui de la Fédération Française d'Athlétisme, la vitesse du vent est quant à elle mesurée à l'aide d'un appareil spécifique appelé anémomètre. Celui-ci doit être placé 20m avant la ligne d'appel, à 2m maximum de la zone d'élan, et présenter une hauteur de 1,22m. L'anémomètre est déclenché au moment où l'athlète passe devant une marque placée à 35m de la ligne d'appel et mesure la vitesse du vent pendant 5 secondes. Cet appareil de mesure doit être certifié par un organisme agréé par l'Office national de contrôle des mesures dans les conditions prévues à l'article 163.8 et suivants du règlement international IAAF. La mesure du vent est lue en mètre par seconde, arrondie au dixième de mètre supérieur par seconde. Au-delà de deux mètres par seconde, le saut sera mesuré et pris en considération pour le classement, mais non validé au titre d'un record.

A la différence de la mesure de la distance, celle du vent est réalisée de manière objective, indépendamment de toute intervention d'un juge-arbitre.

Contribution à l'optimisation de la performance dans la discipline du triple saut

Le triple saut est une discipline de l'athlétisme qui exige un mouvement combinant puissance, vitesse ainsi que résistance articulaire et musculaire. Au terme d'une course d'élan durant laquelle l'athlète développe une vitesse optimale, le triple sauteur prend un « appel » sur la planche d'appel destinée à cette action. Cette prise d'appel est réalisée à partir du pied propulseur dont l'efficacité est dépendante du bon équilibre de l'appui.

Les objectifs de ce travail de thèse ont été de préciser, à partir des instruments de mesure d'un cabinet de podologie, l'influence de la pratique du triple saut sur la fonction d'équilibration et sur la qualité de l'appui. A cet effet, trois études ont été menées successivement. Le premier objectif a déterminé l'influence de la répétition de sauts sur la fonction d'équilibration. Le deuxième objectif a illustré, à travers une étude statique et dynamique, la comparaison des appuis plantaires avant et après un concours de triple saut. Enfin, le troisième objectif a évalué l'effet d'une chaussure d'entraînement sur la répartition de l'appui lors d'une prise d'appel.

Les résultats de ces différentes recherches ont permis tout d'abord, de mettre en évidence les effets positifs de la répétition d'une tâche sur la fonction d'équilibration. Ensuite, la modification structurelle du pied engendrée par la succession des prises d'appel ne semble pas être un facteur dégradant la performance du saut. Enfin, la chaussure d'entraînement apparaît comme un élément important à la fois dans la prévention des blessures ainsi que dans la contribution à la performance.

Mots-clés : triple saut, biomécanique, performance, optimisation

Contribution to the optimization of the performance in the triple jump discipline

The triple jump is an athletics discipline that requires a movement combining power, speed as well as joint and muscular resistance. At the end of an elk race during which the athlete develops an optimum speed, the triple jumper carries out a "take-off". This take-off is made from the booster foot of the athlete whose efficiency is dependent on the correct balance of the support foot.

The aims of this thesis work have been to specify the influence of the practice of the triple jump on the balancing function and on the quality of the support. To this end, three studies have been carried out successively. The first objective determined the influence of the repetition of jumps on the equilibrium function. The second objective illustrated, through a static and dynamic study, the comparison of the plantar supports before and after a triple jump event. Finally, the third objective assessed the effect of a training shoe on the distribution of support during the take-off.

The results of these various researches first made it possible to highlight the positive effects of repetition of a task on the equilibrium function. Secondly, the structural alteration of the foot generated by the succession of take-off does not appear to be a factor degrading the performance of the jump. Finally, the training shoe appears as an important element both in the prevention of injuries as well as in the contribution to the performance.

Keywords : triple jump, biomechanic, optimization, performance

Discipline : Sciences du Numérique et de l'Ingénieur

Spécialité : Biomécanique

Université de Reims Champagne-Ardenne

Laboratoire Performance, Santé, Métrologie, Société – EA 7507

Campus du Moulin de la Housse 51687 REIMS

